Aus der Orthopädischen Universitätsklinik und Poliklinik
Würzburg
Direktor: Prof. Dr. A. R ü t t

ERGEBNISSE BEI HÜFTGELENKSTOTALENDOPROTHESEN DER MATERIALKOMBINATION METALL/METALL.

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Franz Fritzmeier
aus Gunzenhausen

Würzburg, den 3. Juli 1980

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik und Poliklinik
Würzburg
Direktor: Prof. Dr. A. R ü t t

ERGEBNISSE BEI HÜFTGELENKSTOTALENDOPROTHESEN DER MATERIALKOMBINATION METALL/METALL.

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n

verfaßt und der
Hohen Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg
zur
Erlangung der medizinischen Doktorwürde

vorgelegt von
Franz Fritzmeier
aus Gunzenhausen

Würzburg, den 3. Juli 1980

Referent: Privatdozent Dr. W. Küsswetter

Korreferent: Prof. Dr. A. Rütt

Dekan: Prof. Dr. K.-H. Wulf

Tag der mündlichen Prüfung: 28.7.1980

UNIV. LEIDEN BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Würzburg

INHALTSÜBERSICHT

A Einleitung: Historischer Abriß

B Indikationen der Hüftgelenkstotalendoprothesen
1. Traumatische Affektionen
2. Rheumatische Erkrankungen
3. Kongenitale Affektionen
4. Tumore und Metastasen
5. Idiopathische Affektionen
6. Totalendoprothesen nach Hüftarthrodesen

C Operationsmethoden

D Typen von Endoprothesen der Materialkombination Metall-Metall, ihr Entwicklungsgang und heutiger Stand
1. Mc Kee-Farrar-Totalendoprothese
2. Ring-Prothese
3. Sivash-Prothese
4. Stammore-Prothese
5. Urist-Pfanne
6. Mc Bride-Pfanne
7. Gaenslen-Cup

E Komplikationen bei Hüftgelenkstotalendoprothesen
1. intraoperativ
2. postoperativ
3. Spätkomplikationen

F Ergebnisse und Komplikationen der Ganzmetallhüftgelenksendoprothesen

G Diskussion
Synthese
Schluß

H Zusammenfassung

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41543512_0030

Meinen Eltern

Meiner Frau Hildegard

A Einleitung: Historischer Abriß der Entwicklung bis hin zu den Totalendoprothesen der Materialkombination Metall - Metall.

Degenerative Veränderungen der Gelenke, besonders jener der statisch belasteten unteren Extremitäten, gehören zu den häufigsten Leiden des alternden Menschen. Dazu kommen die Gelenkerkrankungen des rheumatischen Krankheitskreises, die auch schon beim jungen Menschen hier schwere degenerative Erscheinungen hervorrufen können. Allgemeine Folgen sind Schmerzen, zunehmende Versteifung und Fehlstellung in den betroffenen Gelenken.

Mit wachsender Unfallhäufigkeit kommt auch den posttraumatischen Arthrosen immer größere Bedeutung zu.

Das Hüftgelenk stellt die bewegliche Verbindung der unteren Extremitäten mit dem Rumpf dar. Es hat somit die gesamte Rumpflast statisch und dynamisch aufzunehmen und zu übertragen. Die Druckbeanspruchung entspricht einer Kraft, die zwischen einem Drittel des Körpergewichtes während des Stehens auf beiden Beinen, und dem vierfachen Körpergewicht beim Stehen auf einem Bein beträgt. Normales Gehen bedeutet also abwechselndes Belasten der Hüftgelenke mit dem Vierfachen des Körpergewichtes. Beim Springen und bei kraftvollen plötzlichen Bewegungen steigt die Belastung durch Muskelzug noch höher. (133)

Diese hohe, vom Hüftgelenk zu leistende Kraft- und Lastübertragung weist auf die materialtechnischen Schwierigkeiten hin, die sich beim hüftendoprothetischen Ersatz ergeben. Das Bemühen um entsprechende Methoden und das Suchen nach passenden Materialien wird ersichtlich, wenn man die geschichtliche Entwicklung der Operationsmethoden verfolgt, deren Ziel es immer war, Schmerzen zu beseitigen und gestörte Funktionen zu verbessern. So hatte bereits 184o Carnochan eine Holzplatte in ein erkranktes Hüftgelenk eingelegt, um auf diese Weise eine Funktionsverbesserung zu erreichen. (12)

Dem folgten die Interpositionsverfahren mit körpereigenem Gewebe wie Muskel, Fascie, Kutis, Fettgewebe, und zwar als freie oder gestielte Lappen. Erste Versuche und Veröffentlichungen dazu kamen von Ollier, Helferich und Mikulicz zu Beginn des 2o. Jahrhunderts. Es wurden dabei zunächst die benachbarten Gelenkflächen reseziert und das Interponat dazwischen gelagert. Häufig kam es allerdings zu Nekrosebildung, Infektion und Resorption des Interponats. Bald erkannte man, daß Autoplastiken aus mesenchymalem Gewebe den starken Belastungen im Hüftgelenk nicht gewachsen sind, und setzte nun die Hoffnung auf körperfremde Materialien. (141)

Smith-Peterson verwandte bereits 1917 erstmals die Mouldarthroplastik für das Hüftgelenk. Es handelte sich dabei um eine locker zwischen Pfanne und Kopf eingelegte Kappe, die ursprünglich aus Glas bestand. Später fanden Plexiglas, Viscaloid und Bakelit und 1938 Vitallium Verwendung. Von Adams und Lange (1951, 1953) wurden fest aufsitzende Cups beschrieben, deren Langzeitergebnisse jedoch auch nicht befriedigen konnten. Dieses Operationsprinzip findet auch heute noch Anwendung (Aufranc, Larson, Law Merle D'Aubigne, Chapcal). Wagner und Freeman haben die Cup-Arthroplastik technisch und operativ weiter entwickelt und scheinen damit für die endoprothetische Versorgung jüngerer Patienten neue Möglichkeiten zu eröffnen. Die weitere Entwicklung ging dann immer mehr hin zu den eigentlichen Ersatzplastiken (replacement arthroplasty), wobei die artikulierende Gelenkfläche der Pfanne oder des Kopfes durch eine fest implantierte Endoprothese ersetzt wurde. (35)

Delbert und Groves-Hey gehören zu den ersten, die mit Hilfe einer Prothese aus Elfenbein (ähnlich der späteren Judet-Prothese) ein ankylosiertes Hüftgelenk in seiner Funktion zu verbessern suchten. Bereits 1913 gab Fritz König eine Endoprothese aus Elfenbein an. (93)

194o ersetzten Bohlmann und Moore erstmals das proximale Femurende durch eine speziell angefertigte Vitallium-Endoprothese. (35, 93)

1946 hatten die Brüder Judet eine reine Kopfprothese aus Plexiglas erarbeitet. Nach sehr guten Anfangserfolgen stellten sich bald Mißerfolge ein. Der Plexiglaskopf war nicht in der gewünschten Weise abriebfest und die feinen Plexiglaspartikel zerstörten den Pfannenknorpel. Dadurch entstanden neuerlich Schmerzen bei den Patienten. Der kurze schlanke Schaft konnte die Rotationsstabilität nicht genügend sichern und die erforderliche dynamische Belastung dauerhaft nicht tolerieren, was häufig zu Brüchen des Prothesenstieles führte. Bis 195o wurden etwa 6oo Hüftgelenke von den Gebrüdern Judet operiert. Wegen der mit diesem Material nicht beherrschbaren Komplikationen gingen auch die Gebrüder Judet zur Anwendung von Kopf-Hals-Prothesen aus Metall über, die mit einem Metallstiel im Femurschaft fixiert wurden. (43, 44)

1948 wurden von Peterson mehrere Metall-Femurköpfe implantiert, die nach Femurkopfresektion auf den Schenkelhals aufgesetzt und durch einen Metallstab mittels verschraubter Platte befestigt wurden:

Es kam häufig zu Stiel- oder Plattenbruch, des weiteren oft zu Schraubenauslockerung oder Schraubenbruch. (86)

Von den Teilprothesen ging dann die Entwicklung rasch hin zu den Total-Endoprothesen, da ja bei einem zerstörten Hüftgelenk selten der Femurkopf alleine befallen war.

So verwendete Charnley ab 1958 für seine künstlichen Total-Hüftgelenke Kunststoffpfannen. Das zunächst verwendete Teflon besaß jedoch nicht die erforderliche Abriebfestigkeit und darüber hinaus Fliesserscheinungen. Ab 1963 verwendete er Pfannen aus Polyäthylen, die auch heute noch benutzt werden. Sie weisen Vorteile auf durch geringe Reibung und genügende Elastizität. Sie wurden bekannt unter der Bezeichnung "low friction arthoplasty".

Als ein Entwicklungszweig der Versuche von Mc Kee ist die Prothese von Ring aufzufassen, die mittels langer Gewindeschraube an der Pfanne im Os ileum eingeschraubt wird. In ihr artikuliert meist eine Moore-Prothese. Erstmals implantiert wurde sie 1964.

Weber und Huggler konstruierten, um die Reibung zwischen Kopf und Pfanne zu vermindern, eine Rotationstotalprothese. Hierbei ist der künstliche Kopf drehbar auf einen Metallzylinder in der Achse des Schenkelhalses aufgesetzt. Ein Teil der Gelenkbewegungen wird somit auf dieses Rotationsgelenk verlagert und die Pfanne entlastet. Zylinder und Pfanne bestehen aus Metall, der Gelenkkopf aus dem Kunststoff Polyester. (93, 131)

Dieser Polyesterkopf war jedoch nicht abriebfest. Die freigesetzten Polyesterpartikel führten zu enormen Fremdkörperreaktionen und damit zur Implantatabstoßung. Man sprach damals in Fachkreisen von der Polyesterkatastrophe. Bald darauf ging man deshalb zu Metallrotationsköpfen über.

Seit wenigen Jahren wurde ein neuer Werkstoff in die Entwicklung von Endoprothesen aufgenommen: Aluminium-Oxyd-Keramik. Es handelt sich dabei im Prinzip um Aluminium-Oxyd, das eine große Härte und damit auch Abriebfestigkeit besitzt. Durch besondere Fertigungsverfahren läßt sich eine sehr glatte Gleitfläche schaffen, die geringe Reibung garantiert. Sowohl Pfannen- als auch Prothesenschaft können mit Zement oder aber mittels Gewinde an

der Pfanne bzw. großporiger Oberfläche am Prothesenschaft zementfrei implantiert werden.

Die 1959 von Charnley eingeführte Verwendung von Knochenzement war unabhängig von dem Prothesenmaterial ein entscheidender Entwicklungsschritt. Hiermit konnte in vielen Fällen die entscheidende Bedingung einer festen Verbindung zwischen Endoprothese und Knochen verwirklicht werden. Es handelt sich um autopolymerisierendes Polymethylmetacrylat.

Trotz der Möglichkeit, Knochenzement zu verwenden, wurde immer wieder versucht, das Prinzip der zementlosen Implantation zu verwirklichen. Wie einst Ring seine Pfanne durch einen Gewindestiel implantierte, so wurden in neuerer Zeit Versuche unternommen, durch in den Pfannenmantel eingeschnittene konische Gewinde stabilen Halt zu erzielen. Dies ist gleichermaßen bei Metallpfannen und Keramikpfannen möglich.

Im Bereich der Femurkomponente erarbeitete Mittelmeier eine neue Befestigungsmethode durch das Tragrippenprinzip. Hier führen zirkuläre Tragrippen zu einer Oberflächenvergrößerung bzw. bilden Retentionen, die sich im Corticalisknochen verkrallen. In die Zwischenräume wächst neuer Knochen ein, wodurch insgesamt eine Vergrößerung der tragenden Knochenoberfläche erreicht wird.

Dieser kurze historische Abriß der Prothesenentwicklung zeigt deutlich das Bemühen auf, geeignete Endoprothesenmodelle zu entwickeln, vor allem aber den dazu am besten geeigneten Werkstoff zu finden. So scheiterten die Modelle der Brüder Judet vor allem am starken Materialabrieb des Plexiglases. Die zunächst hergestellten Metall-Metall-Endoprothesen hatten Gelenkflächen, die nur von Hand poliert waren und somit hohe Reibung aufwiesen, Abrieb erzeugten und sich sehr leicht lockerten.

Einen Überblick über bislang entwickelte und verwendete Metall-Metall-Totalendoprothesen, ihre Erfolgsquoten und Verlaufs-

beobachtungen soll diese Arbeit geben. Es wird sich die Frage stellen, ob die immer zurückhaltendere Anwendung von Hüfttotalendoprothesen dieser Materialkombination gerechtfertigt ist.

B: Indikationen der Hüft-Totalendoprothesen .

Ziel der totalendoprothetischen Versorgung eines zerstörten Hüftgelenkes ist, wie bereits eingangs erwähnt, einen schmerzfreien Zustand zu erreichen, die Beweglichkeit des Gelenkes zu erhöhen und dabei seine Stabilität zu festigen. Der erhoffte Dauererfolg der Hüft-Totalendoprothesen hängt im wesentlichen ab vom Alter des Patienten, von seinem Allgemeinzustand und von den lokalen Gegebenheiten am Hüftgelenk, wobei die skelettären und muskulären Momente zu berücksichtigen sind. Weiterhin von Bedeutung ist die Statik der unteren Extremität und die Funktion der angrenzenden Gelenke, und nicht zuletzt die Genese der Hüfterkrankung . (39)

Das Alter ist ein für die Hüft-Totalendoprothesen-Indikation wichtiger Faktor. Die allgemeine Lebenserwartung sollte in einem angemessenen Verhältnis zur Dauerhaftigkeit des Gelenkersatzes stehen. Die Hüft-Totalendoprothesen-Implantation bei jüngeren Patienten bedarf stets einer äußerst strengen Prüfung wegen der im Verhältnis zur Lebenserwartung relativ kurzen Standzeit der Prothesen. Von Seiten des knöchernen Prothesenlagers ist es vor allem die fortgeschrittene Osteoporose, die eine dauerhafte Fixation fraglich erscheinen läßt. Ein dysplastisch-flaches Acetabulum erschwert häufig die Implantation der künstlichen Pfanne. Frühere Hüfteingriffe wie Alloplastiken, Osteotomien, Arthrodesen-Operationen haben wegen

des viel höheren Infektionsrisikos im allgemeinen eine schlechtere Prognose. (92,2)

Bei Coxarthrosen mit vorangegagenen Infektionen ist größte Zurückhaltung geboten, da immer abgekapselte, ruhende Herde vorhanden sein können, die bei einem operativen Eingriff wieder aufflackern. (3o,39)

Auf allgemeinmedizinische Kontraindikationen soll hierbei nicht weiter eingegangen werden.

Welche sind nun aber die Indikationen zur Implantation einer Hüft-Totalendoprothese?

1. Traumatische Affektionen des Hüftgelenkes.
   a) Schenkelhalsbrüche und Schenkelhalspseudarthrosen, in ihrer Lokalisation eingeteilt in laterale, mediale, extra- und intrakapsuläre. Besonders bei älteren Patienten zieht man eine Endoprothesen-Operation einer Schenkelhalsnagelung herkömmlicher Art vor, da eine längere Immobilisation vermieden und damit Folgeerkrankungen allgemeinmedizinischer Art verhindert werden können. Bei sehr alten Patienten wird man sich allerdings auf die Implantation nur einer Kopfprothese beschränken.

   b) Bei der Hüftkopfnekrose (nach zentraler oder peripherer Luxation) wird man auch beim jüngeren Patienten eine Totalendoprothese nach individueller Abwägung implantieren.

   c) Oft kommt es nach Traumen, die sich auf das Hüftgelenk erstreckten, zu einer sogenannten posttraumatischen Coxarthrose. Ursächlich mögen hier Ernährungsstörungen der Gelenkknorpel infrage kommen. Konservative Therapie ist dann meist wenig aussichtsreich.

d) Pfannenfrakturen, die zentral oder peripher liegen können, indizieren dann sekundär eine Totalendoprothese, wenn sich eine posttraumatische Arthrose ergeben hat. Durch das Einzementieren der Pfanne, evtl. mit Unterlegen eines Drahtgeflechtes, wird der Pfannenboden zusätzlich gesichert.

2. Die rheumatischen Erkrankungen mit polyartikulärem Befall sind eine schwierige, und für die Behandlung undankbare Krankheitsgruppe. Hier ermöglicht die Endoprothetik in vielen Fällen die schmerzfreie Remobilisation des Hüftgelenkes, ja manchmal sogar die Befreiung vom Rollstuhl.

a) Bei der Spondylitis ankylopoetica haben die Resektionsangulation und die Umstellungsosteotomie geringe Erfolgsaussicht, da bei ersterer die Belastungsfähigkeit ungenügend ist und für die zweite kein belastungsfähiger Knorpel im Kopfbereich mehr vorhanden ist. Da auch der Pfannenknorpel in seiner Widerstandskraft herabgesetzt ist, müssen sowohl Kopf als auch Pfanne ersetzt werden. Durch Verwendung von Knochenzement gelingt eine hinreichend stabile Fixierung der Komponenten und damit eine ausreichende Beweglichkeit und Belastbarkeit des Gelenkes. Besonders bei polyartikulärem Befall und zusätzlicher Bewegungseinschränkung der Wirbelsäule ist die Hüft-Totalendoprothesen-Implantation eine echte Indikation. (3, 5, 11)

b) Primär chronische Polyarthritis: bei starker Bewegungseinschränkung, Schmerzen und Fehlstellung ist sie eine Indikation zur Hüftgelenks-Totalendoprothsen-Implantation. (5)

3. Kongenitale Affektionen:

Hierunter fallen Krankheitsbilder wie kongenitale Hüftluxation und Subluxation, enchondrale Dysostosen, Protrusio acetabuli, Coxa vara und valga. Man wird immer erst versuchen, konservativ zu behandeln oder operativ mit z.B. Umstellungsosteotomie das natürliche Gelenk zu erhalten. Schlagen diese Versuche fehl, so besteht immer noch die Möglichkeit zur Totalendoprothesen-Implantation.

4. Primäre (Sarkom) oder sekundäre (Metastasen) Tumoren: Meist ist eine ausgedehnte Knochenresektion erforderlich, sodaß zur Defektüberbrückung eigentlich nur speziell angefertigte Gelenkprothesen infrage kommen. (Die von Moore und Bohlmann 194o ausgeführte Ersatzarthroplastik bei der Behandlung eines Riesenzelltumors ist der Vorläufer einer auch heute noch gebräuchlichen Technik.) (69, 71)

Die Mineapolis-Endoprothese dient dem gleichen Zweck. Ein ähnlicher Fall wurde von Loomis und Lyon beschrieben. (53)

Es handelt sich dabei jeweils um Ganzmetall-Endoprothesen.

5. Idiopathische Affektionen:

Die Coxarthrose ist in der Behandlung von der Symptomatik abhängig. Bei starker Einschränkung der Beweglichkeit und Ruheschmerzen wird man bei bereits fortgeschrittenem Alter und doppelseitigem Befall die Implantation einer Totalendoprothese als Therapie der Wahl durchführen. (4)

6. Totalendoprothesen nach Hüftarthrodesen:

Durch eine Totalendoprothese läßt sich hierbei oft zumindest ein Teil der verlorengegangenen Beweglichkeit wiedergewinnen. Beinlängenunterschiede können ausgeglichen werden. Absolute Indikation für die

Totalendoprothese sind bereits zusätzlich vorhandene Wirbelsäulenveränderungen, die die Gesamtbeweglichkeit sehr stark beeinträchtigen. (4, 81, 82, 88)

Die Schwierigkeiten der Operation sowie die postoperativen Risiken liegen hierbei wesentlich höher als bei Totalendoprothesen-Implantation als Primär-Operation. Oft muß auf Spezial-Endoprothesen zurückgegriffen werden oder müssen Einzelmodelle entwickelt und angefertigt werden.

Die angeführten Krankheiten stellen, für sich gesehen, nicht immer gleich eine zwingende Indikation zur Totalendoprothesen-Implantation dar. In jedem Falle wird eine, auf den Patienten abgestimmte Behandlungsmethode zu suchen sein. Bei der Indikationsstellung wird oft die Frage auftauchen, ob man nur eine Teilprothese oder eine Totalendoprothese implantieren soll.

Für die Teilprothese, das heißt den Ersatz nur des Hüftkopfes, sprechen:
Schenkelhalsfraktur oder Schenkelhalspseudarthrose beim alten Patienten mit geringer Lebenserwartung. Zeitlich begrenzender Faktor ist hier als schwächste Stelle der Pfannenknorpel. Durch das härtere Material des künstlichen Gelenkkopfes und sein anisoelastisches Verhalten wird der Pfannenknorpel sehr schnell verbraucht.

Bei einer Lebenserwartung von mehr als 5 Jahren wird man immer eine Totalendoprothese implantieren. Durch Verwendung verschiedener Materialkombinationen, die im Einzelfall aufeinander abgestimmt sind, läßt sich die Standzeit dieser Gelenk-Totalendoprothesen wesentlich verlängern.

Bei auf das künstliche Gelenk abgestimmter Belastung sind durchaus befriedigende Langzeitergebnisse zu erzielen.

Da man bald erkennen mußte, daß natürlicher Gelenkknorpel mit einem künstlichen Gleitpartner, gleich aus welchem Material, nicht auf Dauer zusammen arbeiten kann, ging man schnell und nahezu ausschließlich auf Totalhüftendoprothesen über. Oben genannte Ausnahmen bestehen.

Ein eigenes Kapitel stellen hierbei die Spezialendoprothesen dar. In Abschnitt 4 wurden bereits die wichtigsten Modelle erwähnt. Sie dienen der Aufgabe, z.B. nach ausgedehnter Tumorresektion Defekte zu überbrücken. Man wird sie im Einzelfall nach Maß anfertigen müssen. Meist bestehen sie aus Metall. Ihre Befestigung erfolgt entweder mit Zement oder durch Verschraubung, manchmal durch Anwendung beider Verfahren. Auf ihre Anwendung werden wir in dieser Arbeit nicht weiter eingehen.

C:Operationsmethoden.

Parallel mit der Entwicklung der Totalendoprothesen erfuhren auch die Operationsmethoden eine Verbesserung. Allgemeine Ziele waren dabei gewebeschonendes und gewebeerhaltendes Operieren, da Hämatome und Nekrosen das Angehen von Infektionen sehr begünstigen. Diese Bestrebungen deckten sich oft nicht mit der Notwendigkeit, besonders zur Pfannenpräparation eine breite Eröffnung des Gelenkbereiches vorzunehmen. Breite Zugänge mit ausgedehnter Durchtrennung von Weichteilen oder Abmeißelung des Trochanter major ermöglichen zwar

einen guten Einblick in das Gelenk, führen aber oft zu unerwünschten periartikulären Vernarbungen und erschweren die Frühmobilisation. Gleichsam als "Synthese" von Gewebeschonung und breiter Eröffnung bildeten sich folgende Zugangswege und Lagerungsmöglichkeiten heraus:

Lateraler Zugang	(Lexer, Ollier, Murphy)
hinterer Zugang	(Marcy, Fletcher, Osborne,Moore)
anteriorer Zugang	(Huter, Smith-Peterson, Luck)
antero-lateraler Zugang	(Smith-Peterson, Watson-Jones)
postero-lateraler Zugang	(Kocher, Gibson)

Für die verschiedenen Typen von Endoprothesen sind meist bestimmte Zugangswege besonders günstig. Auch spezialisieren sich die meisten orthopädischen Chirurgen auf 1 - 2 Zugänge zum Gelenk.

Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über das operative Vorgehen gegeben; auf spezielle Arbeitsgänge, vor allem die Knochenbearbeitung, wird bei der Besprechung der einzelnen Prothesentypen genauer eingegangen.

Unabdingbare Voraussetzung für die Endoprothesen-Implantation ist absolute Sterilität. Kommt es zur Einschleppung von Keimen in die Operationshöhle, so kommt es durch die folgende Infektionsreaktion schnell zur Auslockerung der Prothese. Darüberhinaus ist eine zusätzliche Osteomyelitis äußerst therapieresistent und macht eine Prothesenreimplantation nahezu unmöglich.

Im ständigen Bemühen um das hohe Ziel der Asepsis werden zum Teil sehr aufwendige Wege beschritten. Neben gründlichster Haut- und Händedesinfektion, doppelten Handschuhen und speziellen Sterilisationsverfahren wird gerade bei Endoprothesenimplantationen die ultrasterile Operationsbox erprobt. Operateur, Assistenten und instrumentierende Schwestern tragen sterile Anzüge, die denen von Raumfahrern gleichen.

Über sterile Schläuche bekommen sie die Atemluft von außen zugeführt, in gleicher Weise gelangt die keimbeladene Ausatemluft nach außen. In der Box herrscht auch bezüglich der Luft absolute Sterilität. Der Patientenkopf ragt durch einen manschettenartigen Durchlaß nach außen. Er wird hier vom Anästhesisten mit Narkosegas und allem Weiteren versorgt. In den Zentren, die über diese Möglichkeiten verfügen, konnte die peroperative Infektionsrate, die der Frühinfektion entspricht, fast auf Null gesenkt werden. Auch die Rate der Spätinfektionen ist hier geringer.

Lagerung des Patienten:

Für sämtliche vorderen und seitlichen Zugänge wählt man die Rückenlage. Für die hinteren Zugänge empfiehlt sich die Lagerung des Patienten in Seitenlage. Der posteriore Zugang ist besonders günstig für das Einsetzen von Kopfendoprothesen, während die lateralen und anterolateralen Zugangswege wegen ihrer besseren Übersicht über das Acetabulum für die Implantation von Totalendoprothesen besser geeignet sind. Zu bemerken ist weiter, daß sich die posterolaterale Schnittführung nach Gibson ungünstig auf die Vascularisation des Schenkelhalses auswirkt, wegen der Gefahr der Verletzung der lateralen epiphysealen Gefäße und der Arteria circumflexa femoris lateralis.

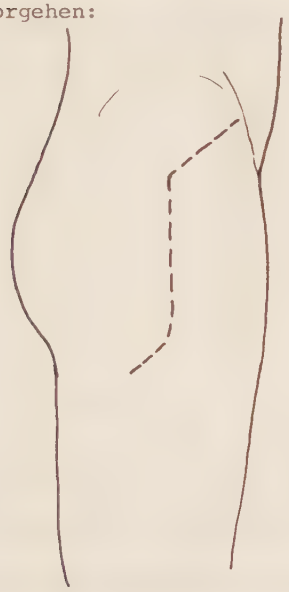
1. Vordere Zugänge: (Huter, Smith-Peterson, Luck)

   a) ventraler Zugang:
      Ein gerader Schnitt zieht von der Spina iliaca anterior superior am lateralen Rand des Musculus sartorius handbreit abwärts.

Nach Fascienspaltung dringt man zwischen dem Musculus sartorius und dem Musculus tensor fasciae latae auf die Gelenkkapsel ein. Der Musculus rectus femoris wird nach medial gezogen. Nun wird die Gelenkkapsel T-förmig eröffnet.

b) Die ventro-laterale Schnittführung nach Smith-Peterson:
Der Schnitt verläuft hier auf der Crista iliaca und zieht von der Spina iliaca anterior superior im Sulcus zwischen Musculus tensor fasciae latae und dem Musculus sartorius abwärts.

c.) der antero-laterale Zugang nach Watson-Jones ist der gebräuchlichste. Hier wird eine Schnittverlängerung nach oben bis zur Spina und auch nach dorsal über den Trochanter major durchgeführt. Diese Schnittführung gestattet neben guter Übersicht relativ gewebeschonendes Vorgehen:



2. Laterale Zugänge:

Eine breite seitliche Eröffnung des Hüftgelenkes ist durch den Bogenschnitt nach Lexer, Murphy und Ollier gewährleistet. Die Hautincision beginnt an der Spina iliaca anterior superior und verläuft bogenförmig unterhalb des Trochanter major zur Spina iliaca posterior.

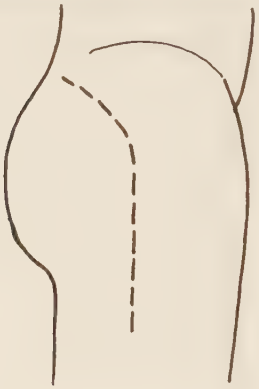
Am vorderen Rand des Musculus gluteus maximus dringt man stumpf vor und drängt die Fasern des Musculus glutäus medius auseinander. Der Trochanter major wird oberhalb der Insertion des Musculus vastus lateralis abgetrennt. Er wird mit der pelvitrochantären Muskulatur hochgeschlagen (Musculi periformis, gemelli, obturatorius externus, glutäus medius). Die Gelenkkapsel kann nun eröffnet werden. Nach der Operation wird der Trochanter mit einer Schraube oder Zuggurtung reinseriert.

Dieser bogenförmige Schnitt kann bei Bedarf zur besseren Übersichtlichkeit über das Hüftgelenk ausgehend vom Bogenscheitel nach caudal erweitert werden:

3. Dorsale Zugänge:

Diese sind außerordentlich wenig traumatisierend und die postoperative Rehabilisation ist dementsprechend mit geringem Aufwand möglich. Der sogenannte Kocher - Gibson - Schnitt verläuft in Seitenlage des Patienten drei Finger breit lateral von der Spina iliaca posterior superior zur Trochanterspitze und zieht von dort entsprechend der Zielsetzung der Operation entlang dem Femurschaft abwärts. Der Tractus iliotibialis wird gespalten, die Glutäalfasern werden stumpf auseinander gedrängt. Die Weichteile können nun dorso-medialwärts abgeschoben und

weggehalten werden. Die kleinen Exorotatoren (Musculus piriformis, Musculi gemelli) werden in ihrem sehnigen Anteil durchtrennt. Der dorsale Anteil der Gelenkkapsel liegt nun frei und kann eröffnet werden.



Beim eigentlichen dorsalen Zugang, wie er von Moore beschrieben wurde, verläuft der Schnitt von der Spina iliaca posterior superior bogenförmig zum hinteren unteren Rand des Trochanter major. Die Fasern des Glutäus maximus werden stumpf auseinander gedrängt. Der Glutäus medius wird nach vorne geschoben. Außer den kurzen proximalen Exorotatoren müssen keine Muskeln durchtrennt werden. Dieser Zugang zeichnet sich durch seine Einfachheit aus. Die Traumatisierung der periartikulären Strukturen läßt sich auf ein Minimum reduzieren.

Der Blutverlust bleibt im allgemeinen gering.

Nachdem die Gelenkkapsel eröffnet ist, erfolgt die Luxation des Hüftkopfes. Diese geschieht beim vorderen Zugang durch Außenrotation und Abduktion des Beines, beim hinteren Zugang durch Innenrotation und Adduktion. Nach der Kopfluxation wird dieser, dem gewählten Prothesentyp entsprechend mit oder ohne Hals abgesägt. Nun kann die Pfanne entknorpelt und mit Spezialfräsen abpräpariert werden. Die Pfanne wird dann entweder eingeschraubt (bei der Ring-Prothese mittels Zielgerät) oder einzementiert.
Mit einem Pfriem wird dann die Markhöhle des Femur eröffnet und mit einer Spezialraspel das Spongiosa-Kompaktabett für die Kopfprothese präpariert. Nach Einlegen eines Redon-Drains in die Markhöhle zum Austritt von Blut und Luft wird dieselbe mit Knochenzement gefüllt und die Kopfprothese eingesetzt. Die Präparation bei zementloser Fixation erfolgt in entsprechender Weise.
Nach Aushärtung des Zementes erfolgt die Reposition des Schenkelkopfes in die künstliche Pfanne. Bei temporärer Trochantorotomie wird dieser nun mit Schraube oder Cerclage refixiert. Nach Einlegen von Redon-Drainagen erfolgt schichtweiser Wundverschluß. Bei Verwendung von Knochenzement kann der Patient schon nach wenigen Tagen mobilisiert werden, bei zementloser Fixation der Prothesenkomponenten im Knochenbett ist Bettruhe

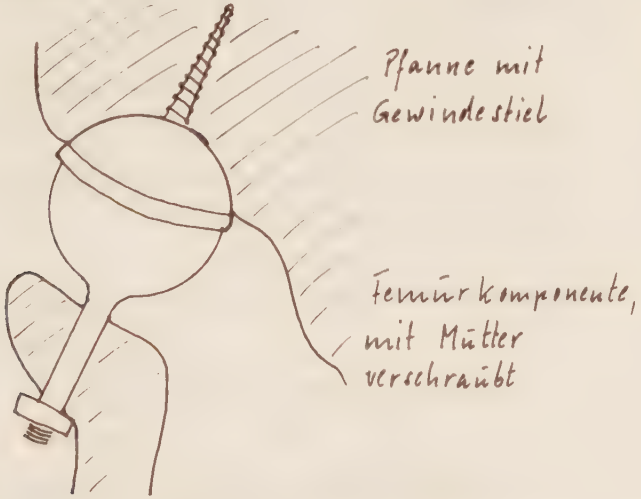
für 6 Wochen angezeigt. (6, 58)
Dies entspricht etwa der Zeit, die notwendig ist, um durch Bildung neuer Knochensubstanz die Prothese zu ummauern und ihr so Halt zu geben. Entsprechend der Belastung erfolgt dann im Lauf der Zeit ein Umbau der Knochenstruktur in regelrecht angeordnete Belastungslinien.

D. Typen von Endoprothesen der Materialkombination Metall - Metall, ihr Entwicklungsgang und heutiger Stand.

Im Bemühen um einen stabilen und dauerhaften alloplastischen Hüftgelenksersatz wurden im Laufe der Zeit, zurückgehend bis ins vorige Jahrhundert, eine Vielzahl von Endoprothesenmodellen entwickelt. Doch alle scheiterten in erster Linie am verwendeten Material. Erst mit Erprobung von bestimmten Metallegierungen konnten erste annehmbare Erfolge erzielt werden. Dadurch angespornt wurden nun laufend Materialverbesserungen entwickelt und die Endoprothesen den Belastungsansprüchen immer besser angepaßt. Die Entwicklung bis zum heutigen Stand der Metall - Metall - Endoprothesen soll im folgenden aufgezeigt werden.

1. Mc Kee-Farrar-Totalendoprothese:

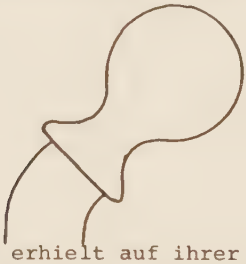
In Norwich in England wurden 1951 von Mc Kee drei Totalendoprothesen implantiert. (1. Serie) Zwei Endoprothesen waren aus rostfreiem Stahl; sie waren zementfrei implantiert und lockerten sich innerhalb eines Jahres. Die dritte Prothese war aus einer Chrom-Kobalt-Legierung. Die Pfanne war mittels Gewindestiel ins Acetabulum eingeschraubt, die Femurkomponente durch einen einfachen zylindrischen Schaft im Femur fixiert. Sie zeigte drei Jahre lang sehr guten Erfolg, bis die Femurkomponente brach.



Die zweite Serie wurde zwischen 1956 und 1960 gebaut und implantiert. Auch hier wurde die Metallpfanne jeweils mit einer groben Schraube im Os ileum fixiert.

Die Femurkomponente war jetzt mit einem Schaft in den Femur eingelassen. Die Erfolgsrate betrug nach siebenjährigem Beobachtungszeitraum 57 % gute Ergebnisse, einige Prothesen funktionieren selbst nach 12 Jahren noch gut. (65)
38 % mußten reoperiert werden wegen Lockerung einer oder beider Komponenten. 196o wurde erstmals Knochenzement zur Komponentenfixation verwendet. Die Lastübertragung erfolgte dadurch auf eine größere Knochenfläche. Dies war besser als die punktförmige Lastkonzentration bei Fixation der Pfanne durch die Schraube.

Nunmehr unter Mitarbeit von Watson-Farrar wurde die Entwicklung vorangetrieben. 1961 kam dann als Femurkomponente eine Thompson-Prothese zur Anwendung, deren Hals verjüngt wurde. (13o)



Die Pfanne erhielt auf ihrer Außenseite kleine Metallzapfen von ungefähr 3 mm Länge.

Von 1961 bis 1964 wurde die dritte Serie implantiert. Es waren 1oo Patienten, die damit versorgt wurden. 3o Revisionen mußten vorgenommen werden.

Folgende Ergebnisse wurden erzielt:

Sehr gut	: 2o
gut	: 38
befriedigend	: 3
schlecht	: 38

Der Bau der vierten Serie erfolgte von 1965 bis 1969. Als Ergebnis der gesammelten Erfahrungen der ersten Serien kam man zu folgenden grundlegenden Einsichten:

1. Das benutzte Material muß vollkommen inert sein.
2. Die Prothese muß eine funktionsgünstige Form aufweisen.
3. Die Fixation der Komponenten im Knochenbett muß stabil sein.
4. Eine äußerst korrekte Operationstechnik ist erforderlich.

Chrom-Kobalt-Legierung schien die geforderten Anforderungen an das Material zu erfüllen. Dieses Material zeigte extrem inertes Verhalten. Bei guter Oberflächenbehandlung war der Abrieb minimal.

Die Femurkomponente wurde mit sphärischem Kopf und stark verjüngtem Hals gebaut, um ein Anstoßen derselben am Pfannenrand bei extremen Bewegungen zu verhindern. In den Prothesenhals wurde ein sechseckiges Loch eingelassen,sodaß mittels Einführgerät der exakte Prothesensitz im Knochen kontrolliert werden konnte. Dies erschien wichtig, um die Prothese in leichter Anteversion zu implantieren. (63)

Die Metallstifte auf der Pfannenoberfläche gewähren neben guter Retention eine gleichmäßige Dicke des Zementes zwischen Pfanne und Knochen. Die Pfanne wurde etwas verkleinert. Später wurden zur verbesserten Pfannenfixation am oberen Acetabularrand Schrauben eingedreht, an deren herausstehenden Köpfen die Zementverankerung zusätzlichen Halt fand und eine verbesserte Lastübertragung erzielt werden konnte. (65)

Zur Fixation der Femurkomponente wurde der Trochanter major ausgemeißelt und ausgeschabt, um die Kontaktfläche zwischen Zement und Knochen zu vergrößern. (63, 65)

Durch neue Polier- und Fertigungsverfahren ist das Reibungsmoment enorm reduziert worden. Dies dürfte bessere Langzeitergebnisse dieses Prothesentyps erwarten lassen.

Die Ergebnisse mit diesen Modifikationen betrugen bei einer Serie ab 1971/:

Sehr gut	: 59 %	
gut	: 38 %	
befriedigend	: 1 %	
schlecht	: 2 %	(65)

Einige Bemerkungen sind anzufügen:

Bei Metall-Metall-Prothesen müssen beide Komponenten aus dem gleichen Material sein, da sonst eine elektrolytische Reaktion und damit eine Gewebsreaktion resultieren würde. Die Mc Kee-Farrar-Prothesen werden paarweise hergestellt. Auf den Femurkopf paßt jeweils genau eine Pfanne; beide Teile werden aufeinander eingeschliffen. Die Reibung kann dadurch stark vermindert werden . (62)

Der Pfannenrand ist nach außen abgewinkelt, um ein Übertreten von Zement beim Einsetzen der Pfanne zu verhindern und eine zusätzliche Stabilisierung der Pfanne durch Profilwirkung zu gewährleisten. Auch der Abstützung auf dem Pfannenrand kommt hierbei Bedeutung zu.

Folgende Modelle sind gegenwärtig in Gebrauch:

	Pfannengröße	Kopfgröße	Halslänge
1	2	1 9/16	Standard
2	1 7/8	1 3/8	Standard
3	1 7/8	1 3/8	Langhals
4	1 3/4	1 3/8	Standard
5	1 3/4	1 3/8	Langhals (64)

Ganz wesentlich ist die Beachtung der richtigen Pfannenlage: Lateraler Öffnungswinkel zur horizontalen 3o Grad, nach vorne 1o Grad.Es gibt hier einen besonderen Pfannenhalter als Zielgerät. Die Pfanne muß sehr tief eingesetzt werden, damit sie guten Halt bekommt. Nur bei richtigem Sitz und fester Fixation vermag sie die einwirkenden Kräfte aufzufangen und zu übertragen. Die Fixation mit Zement kommt dem insofern entgegen, als die Pfannenlage während der Polymerisationsphase geringfügig korrigiert werden kann und die Zementschicht über dies eine günstige, breitflächige Lastübertragung ermöglicht. Überstehende Zementreste müssen sorgfältig abgetragen werden, da sie das Bewegungsausmaß des Gelenkes beeinträchtigen können. Die Femurkomponente wird in der Weise implantiert, als sie in das im Femurschaft vorbereitete Zementbett eingeschlagen wird. Jeweils bis zur Aushärtung des Zementes muß die Prothese unter geringem Druck ruhig gehalten werden. Dann kann die Reposition vom Kopf in die Pfanne erfolgen.

2. Ringprothese

Seit 1964 wird die zementlos fixierte Metall-Metall-

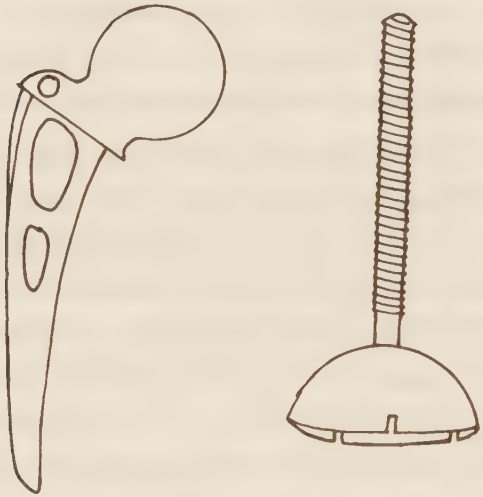
Prothese benützt. Die Pfanne besteht aus einer Metallkappe, die gut in das Acetabulum paßt, und einem langen Stiel, in den ein Gewinde eingeschnitten ist. Dieses wird in Richtung der Traglinie in das Becken eingeschraubt. Die Femurkomponente ist eine modifizierte Moore-Prothese. Stabilität wird durch Beachtung der natürlichen Kraftübertragungslinien erreicht. Zement ist zur stabilen Fixation nicht notwendig. (97)

Dabei sind stabile Bedingungen gegeben, wenn eine im wesentlichen gleichmäßige Beanspruchung ohne dauernden Wechsel von Druck und Zug (Nulldurchgang) realisiert werden kann. Gleichmäßige Beanspruchung wird durch Vorlast erreicht. Diese Vorlast wird durch kräftiges Einschrauben der Pfanne in den Knochen erreicht (=prim. stabile Implantation). Die Elastizität des Knochenrohres kann zur primären Verkeilung der Schaftprothese benützt werden. Unter diesen Bedingungen ist der Knochen in der Lage, das Implantat stabil zu verankern. In stabilen Zonen fehlt eine bindegewebige Interposition (1o6)

Weiter sei in diesem Zusammenhang auf die Valgusposition des Implantates hingewiesen. (4o, 57).
Bei Beachtung dieser Erfahrungswerte verspricht eine zementfreie Implantation der Femurkomponente gute Stabilität. Die ersten Modelle dieser Art hatten eine Pfanne von etwas weniger als einer Halbkugel, einer Moore-Prothese von 4o mm Kopfdurchmesser genau angepaßt.

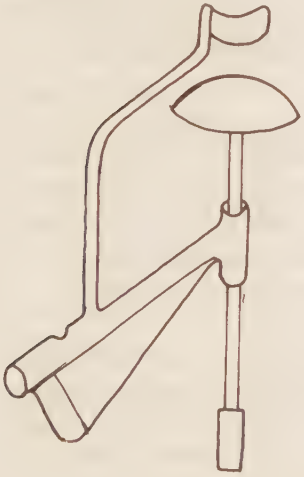
Die Verbindung zwischen Pfanne und Gewindestiel war allerdings zu schwach und brach früher oder später in den meisten Fällen. (95, 96, 97)

Mark I:



Die neueren Modelle haben, die Femurkomponente betreffend, einen längeren Hals, bei einem Kopfdurchmesser von 4o mm. Der Bewegungsumfang für Flexion und Abduktion nimmt damit zu. Die Pfanne ist exakt dem Kopf angepaßt und hat einen Gewindestiel von 75 mm Länge und 9,5 mm Querschnitt. Der Pfannenrand trägt vier Kerben zum Ansetzen des Einschraubgerätes. Die Pfanne läuft zum Stiel hin konisch zu, was zu einer Verstärkung der Artikulationsfläche führt und eine bessere Einpassung ins Acetabulum ermöglicht. Das Bruchrisiko ist erheblich reduziert. Beide Prothesenteile sind aus Kobalt-Chromlegierung hergestellt. (Mark II)

Beim Typ Mark III beträgt der Schenkelhals-Schaft-Winkel 15o Grad, diese Valgusstellung bewirkt eine günstigere Kraftübertragung auf den Femur und hat damit eine geringere Lockerungsrate der Schaftprothese zur Folge. Um die Traglinie zu finden, die für eine korrekte Pfannenimplantation notwendig ist, muß die Traglinie des Beckens gefunden werden. Dies gelingt mit einem eigens entwickelten Zielgerät. Wichtig ist dabei, daß der Pfannenstiel mit dem Gewinde genau in dieser Traglinie zu liegen kommt. Die Traglinie liegt im Os ileum. In dieser Position ist die Lastübertragung am günstigsten - eine wesentliche Voraussetzung für die bereits oben beschriebene primär stabile Verankerung.



Zielgerät zur Pfannenimplantation

Nach Zugang zum Hüftgelenk und Absägen des Schenkelhalses wird die Pfanne in herkömmlicher Weise entknorpelt. Nun wird das Zielgerät eingesetzt und ein

Führungsdraht in Richtung Traglinie ins Os ileum gebohrt. Über diesen wird ein 6 mm Bohrloch gelegt. Mit einer Kegelfräse schneidet man das Pfannenbett in das Acetabulumdach ein. Die Pfanne kann nun eingeschraubt werden. Nach Einsetzen der Femurkomponente in herkömmlicher Weise erfolgt nach Gelenkreposition der schichtweise Wundverschluß.)94, 97)

3. Sivash-Prothese

Der Beginn der Entwicklung dieses Endoprothesentyps war um 1956 in der Sowjetunion. Zunächst wurde die Prothese aus dem rostfreien Stahl X18 H9T, später wegen der besseren Verschleißeigenschaften aus einer Kombination von Titanguß und einer Kobalt-Chromlegierung hergestellt. Dabei war der Prothesenkörper aus Titan, die Gelenkflächen aus Kobalt-Chromlegierung.

Die Sivash-Prothese wird zementlos fixiert. Ihre Implantation erfolgt einteilig, da Femurkomponente und Pfanne kugelgelenkig miteinander verbunden sind. Die Fertigung dieser Prothese findet folgendermaßen statt:

Im heißen Zustand wird der Gelenkkopf in die Kunstpfanne hineingepreßt. Die Pfanne umgreift dann sphärisch mehr als die Hälfte des Kopfes. Die durch die Heißpressung entstandene Deformation muß durch mechanische Nachbehandlung ausgeglichen werden.

Die einteilige Bauweise hat den großen Vorteil, daß eine Luxation nicht mehr möglich ist. Der Trochanter major, an dem ein Großteil der Hüftmuskulatur ansetzt,

wird nach temporärer Abtrennung mit einer Spezialschraube direkt an der Prothese refixiert. (112)

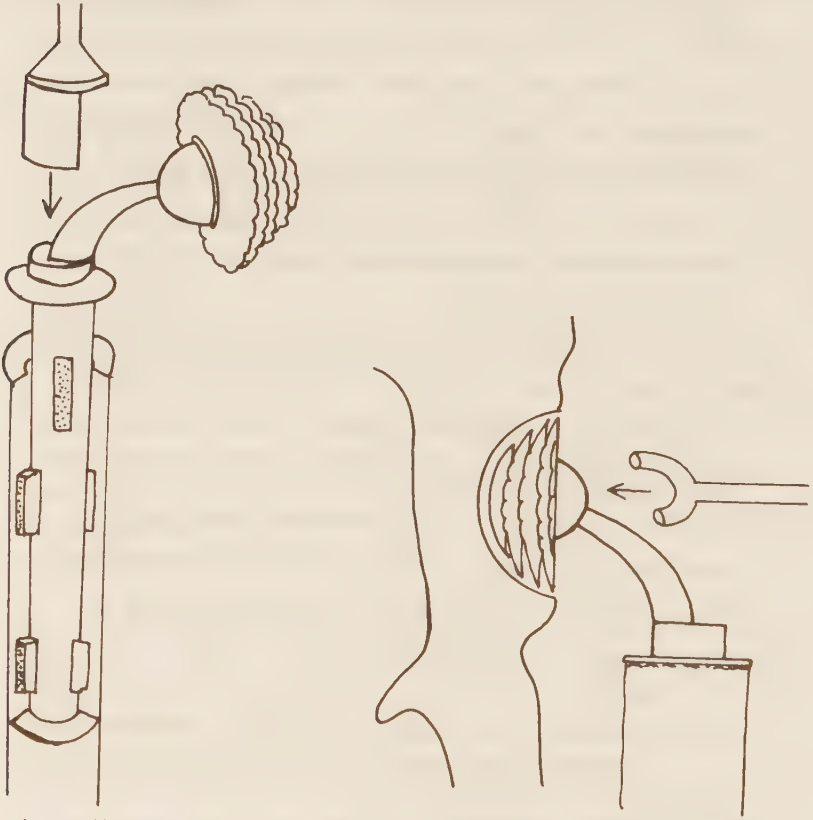
Die Resektion der Femurdiaphyse findet distal des Trochanter major statt, wobei häufig auch der Trochanter minor mit reseziert wird. Durch diese tiefe Resektionsmöglichkeit wird die Beseitigung aller pathologischen Veränderungen des proximalen Femurs sicher gestellt, wobei dann immer noch eine stabile Fixation möglich und eine Luxation ausgeschlossen ist.

Zur Längenkorrektur können im Sinne von Distanzscheiben, je nach Bedarf bis zu acht Ringe auf den Femurkomponentenschaft geschoben werden. (z.B. bei ausgedehnter Tumorresektion). Dabei werden diese Ringe postoperativ schnell von Knochengewebe umwachsen und führen somit zu einer zusätzlichen Prothesenstabilisierung. Nach Beschreibung der Entwickler können dadurch bis zu 8 cm überbrückt werden.

Der Prothesenstiel hat einen Durchmesser von 18 - 22 mm. Der Femurschaft wird mit Fräsen von jeweils etwas geringerem Durchmesser ausgehöhlt. (91).

In Aussparungen des Prothesenstiels werden vor der Implantation Knochenspäne eingelegt, die nach Verwachsung mit der Corticalis des Femur zusätzliche Retention gewähren. Das Acetabulum wird ebenfalls mit Fräsen vorbereitet. (z.B. bei einem Pfannendurchmesser von 53 mm wird eine Fräse mit einem Durchmesser von 48 mm verwendet).

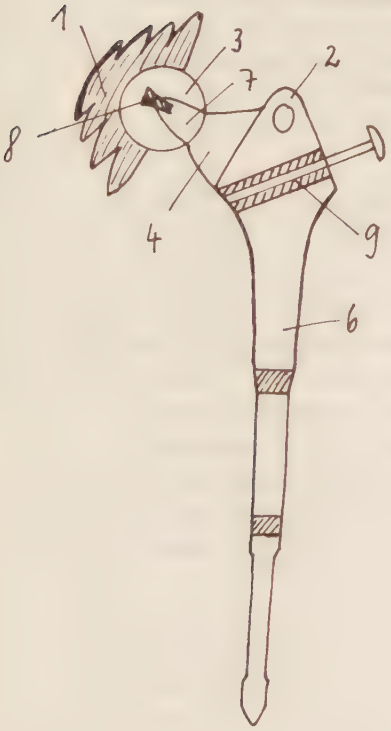
Die Pfanne wird mit einem Spezialinstrument in nahezu senkrechter Position mit einem Neigungswinkel von 9o Grad ins Acetabulum eingeschlagen, bis Kontakt mit der inneren Corticalis besteht.



Die Indikation für die Sivash-Prothese hängt stark ab von den Veränderungen des Schenkelhalses und des subtrochantären Segments. Wichtige Indikationen sind Entzündungsprozesse, Tumoren, osteolytische Prozesse und mißlungene Voroperationen mit anderen Totalendoprothesen, die eine Nachresektion des proximalen Femurendes erforderlich machen. (91)

Zu beachten ist die Schwierigkeit, eine einteilige Prothese zu implantieren. Es kommt dabei zu vergleichsweise größeren Gewebsläsionen als bei zweiteiligen Totalendoprothesen. (91)

Das Modellbild erklärt die Bauart und das Prinzip eines neuen Sivash-Prothesenmodelles:

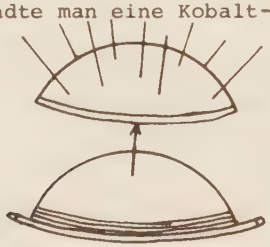


1 = Pfanne
2 = prox. Prothesenteil
3 = Kopf
4 = Hals
6 = Prothesenstiel mit fensterartigen Aussparungen
7 = zylindrisches Halsende
8 = konischer Preßstift
9 = Öffnung für Fixierschraube des Trochanter major (1o)

4. Stanmore-Prothese

Beginn der Entwicklung war 1956 in Stanmore in den USA. Es wurde zunächst eine Metallpfanne mit einer Flansch entwickelt, die in einer in entsprechender Weise ins präparierte Acetabulum eingeschnittenen Nut Halt fand. Wegen schneller Lockerung dieser Pfanne wurde das System schnell verlassen. Als nächstes entwickelte man eine zweiteilige Pfanne, deren äußere Schale mit vielen divergierend eingeschlagenen Nägeln fixiert wurde.

Um durch sich auslockernde Nägel eine Zerstörung des Metallkopfes zu verhindern, wurde mittels Gewinde eine innere, die eigentliche Gelenkfläche tragende Schale eingeschraubt. Theoretisch war diese leicht austauschbar. Dieser Typ trug den Namen "hedgehog-cup". Die Montage dieser Pfanne war sehr schwierig. Als Material verwandte man eine Kobalt-Chromlegierung.



äußere, mit Nägeln befestigte Schale.

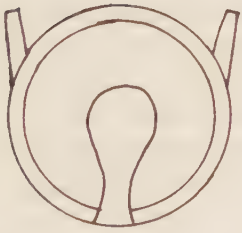
innere Schale, mittels Gewinde eingeschraubt.

Als Modifikation entstand eine Prothesenform, deren äußere Schale (befestigt wie der Vorläufer) am Rand in Befestigungsspangen auslief, um die innere Pfanne mittels Schnappverbindung zu halten. Durch die Perforation der Wandung der äußeren Schale wollte man eine innigere Verbindung zwischen Metall und neugebildetem Knochen schaffen. Dieser Typ Mark I hielt nicht die in ihn gesetzten Erwartungen und wurde wegen der hohen Lockerungsrate bald wieder verlassen.

Schnell erkannte man, daß eine feste Verankerung zwischen Pfanne und Retentionszapfen günstigere Ergebnisse brachte. Es entstand als nächster Entwicklungsschritt eine einteilige Pfanne mit zwei kurzen und einem langen Metallzapfen. Zur Fixierung im präparierten Acetabulum wurde Zement verwandt. (bei 34 Patienten nur noch eine Pfannenlockerung!) Dies war die Pfanne Mark II

Bei dem Pfannentyp Mark III wurden drei lange Metallzapfen auf Verstärkungsstreben angebracht. Die hufeisenförmig ausgebildete Gelenktragfläche der Pfanne wurde beibehalten. Die Hufeisenform gewährleistet freien Austritt von Abriebmaterial. Möglicherweise wirkt sie sich auch positiv auf die Schmierfunktion aus. Als Kopfersatz wurde eine rechte und linke Femurkomponente entwickelt. Hinter dem sphärischen Kopf und einem relativ stark sich verjüngenden Hals erweitert sich die Prothese zum Kragen hin, der in einem Winkel von ungefähr 8 Grad zum Prothesenstiel steht. (25)

a



b

c

a = Pfanne seitlich

b = Blick auf die Pfannengelenkfläche

c = Femurkomponente Mark III

5. Hüft-Totalendoprothese mit der Urist-Pfanne

Mitte der 5o-er Jahre wurde die Urist-Pfanne entwickelt. Ziel war dabei, eine Metallpfanne zu bauen, die zementfrei fixiert werden kann und materialtechnisch den Belastungen gewachsen ist.

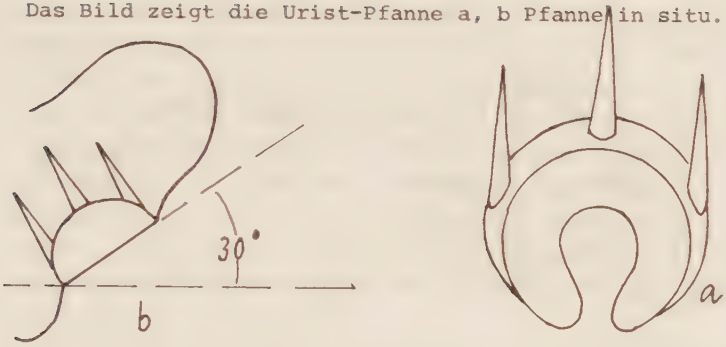
So entstand aus Vitallium (Kobalt-Chrom-Nickel-Legierung) eine Pfanne, deren Außenseite drei lange, parallel zueinander stehende Nägel trug, die nach Einschlagen in den Beckenboden Halt gewährt. Die Pfanne hat eine nach unten offene Rinne, sodaß die eigentliche Pfannengelenkfläche hufeisenförmig aussieht. Diese Pfanne wird so gebaut, daß sie zu entsprechenden Schaftprothesen der Typen Moore, Thompson und D'Aubigne paßt.

Ein Satz von fünf Spezialinstrumenten wurde entwickelt, um sowohl das Acetabulum in entsprechender Weise zu präparieren als auch die Pfanne in richtiger Position einzuschlagen. Nach postero-lateralem Zugang erfolgt nach Kapselresektion und Synovektomie (zur Erzielung von Schmerzfreiheit) auch die Entfernung des labrum glenoidale. Dies bewirkt eine postoperative Erhöhung des Bewegungsumfanges. Mit den Zielgeräten wird nun die Pfanne eingeschlagen . (126)

Wichtig ist eine gute Paßform zwischen Acetabulum und Pfannenaußenseite, um Wackelbewegungen und damit Lockerungen zu vermeiden. Dreiviertel der Pfannenoberfläche sollte direkten Knochenkontakt haben. (23)

Der durchschnittliche Pfannenöffnungswinkel der natürlichen Pfanne beträgt 36 - 37 Grad. Als idealer Winkel für die implantierte Urist-Pfanne sollte ein Winkel von 3o Grad angestrebt werden. Hierbei wird die Pfanne durch den Druck des Femurkopfes besser in ihrer Position gehalten. Messung und Überprüfung dieses Winkels erfolgt im Operationssaal nach Pfannenimplantation mittels Durchleuchtung. Vier Größen dieser Pfanne werden verwendet:
1 5/8 inches 1 3/4 inches 1 7/8 inches 2 inches (7)

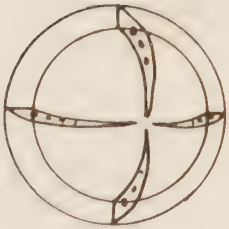
Das Bild zeigt die Urist-Pfanne a, b Pfanne in situ.



6. Die Mc Bride-Pfanne bei Hüftgelenks-Totalendoprothesen.
1953 wurde die geflanschte Pfanne von Mc Bride entwickelt; damals, um eine Hüfte mit starker Protrusio acetabuli zu heilen. Folgende Überlegungen und Ziele wurden mit diesem Pfannentyp verfolgt:
   1. Ein relativ breiter Pfannenrand (1/4 inch) sollte die Kraft vom Schenkelkopf auf den Acetabularand übertragen.
   2. Die vier symmetrisch zueinander an der Außenfläche angebrachten Flansche sollen die Stabilität der Pfanne erhöhen.
   3. Vier Löcher im Pfannenboden sollen den Sekretaustritt aus dem Acetabulum gewährleisten.
   4. Es liegen drei Pfannengrößen vor:
      1 3/4 inches, 1 7/8 inches und 2 inches.

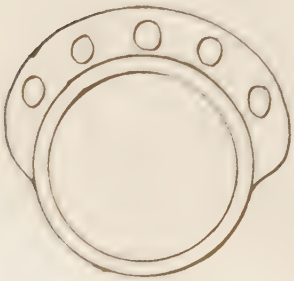
Die Pfanne wird nach sehr sorgfältiger Präparation des Acetabulums in dieses eingeschlagen, wobei die dünnen Flansche in die Kompakta einschneiden und so eine Pfannenrotation verhindern. (61)

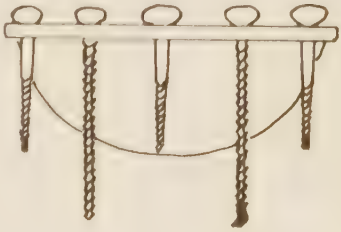
In der Mc Bride Pfanne kann als Femurkomponente eine Schaftprothese nach Moore oder Thompson artikulieren. Die Pfanne ist aus Vitallium gefertigt. Stellt der Operateur während der Operation fest, daß die Verankerung der Komponenten nicht belastungsstabil gelingt, so kann Knochenzement verwendet werden. Dieser arbeitet zugleich als Pufferzone zwischen Metall und Knochen und vergrößert darüberhinaus die Druckübertragungszone zum Knochen. (Lastverteilung)



Mc Bride - Pfanne

7. Hüft-Totalendoprothese mit der Gaenslen-Pfanne.
Es handelt sich dabei um eine Metallpfanne aus Vitallium, die mit einer Moore-Prothese oder Prothese nach Leinbach oder Thompson kombiniert eine Hüftgelenks-Totalendoprothese bildet. Die gewählte Kopfprothese und die Gaenslen-Pfanne werden aufeinander eingeschliffen. Nur paarweise Verwendung wird empfohlen. Die Pfanne weist einen schmalen Rand auf, der sich nach oben in eine Flansch ausweitet, die fünf Löcher enthält. Durch diese ist eine Schraubenfixation der Pfanne möglich. Zwei Corticalisschrauben und drei Spongiosaschrauben verankern die Pfanne im Os ileum.





Nach hinterem Zugang zum Hüftgelenk erfolgt Kapselresektion und Entfernung von Schenkelkopf und Schenkelhals.Der obere Acetabularrand muß ausgefräst werden, ebenso die äußere Corticalis. Dadurch wird die mehr horizontale entgültige Pfannenlage erreicht. Idealer bzw. anzustrebender Winkel zur Horizontalen sind 65 - 75 Grad. Wird die Pfanne zu flach implantiert, kommt es zum Anstoßen der Schaftprothese am Pfannenrand und damit zur Lockerung der Komponenten. (116)

E: Komplikationen bei Hüftgelenks-Totalendoprothesen.

Vor der Darstellung der Ergebnisse sollen zunächst allgemein und unabhängig vom Totalendoprothesentyp die Schwierigkeiten und Komplikationen behandelt werden, die bei der Implantation und Verwendung von Total-Hüftgelenksendoprothesen auftreten können. Entsprechend seit der zeitlichen Reihenfolge wollen wir zunächst die intraoperativen Komplikationen und dann die postoperativen und schließlich die Spät-Komplikationen aufzeigen. Bei der Aufführung der Ergebnisse der einzelnen Hüftgelenks-Totalendoprothesentypen werden dann auch die prozentualen Komplikationsraten angegeben, soweit sie in der Literatur beschrieben wurden. Dies soll Inhalt von Kapitel F sein.

Intraoperative Komplikationen:

a) Bereits beim operativen Zugang zum Gelenk können erhebliche Blutungen auftreten.

So z.B. bei Verletzung eines starken Ramus communicans zwischen der Arteria obturatoria und der Arteria zirkumflexa femoris oder der Arteria zirkumflexa femoris selbst. Derartige Zwischenfälle ereignen sich häufiger bei anteriorem bzw. antero-lateralem Zugang. (1o2, 133)

b) Auch zu Nervenläsionen kann es bei falscher Operationstechnik leicht kommen. Bei vorderem oder seitlichem Zugang besteht Verletzungsgefahr des Nervus femoralis - entweder bei der Kapselresektion oder beim Einsetzen des Weichteilhakens. Praktisch bei jedem Zugangsweg kann es zu einer Verletzung des Nervus ischiadicus kommen. Zu beachten ist hierbei auch die thermische Schädigung durch aushärtenden Knochenzement bzw. die mechanische Läsion durch oszillierende Säge, Skalpell, Hebel oder Haken. (132)
Zu einer Ischiadicus-Überdehnung kommt es bei maximaler Adduktion und Außenrotation bei gleichzeitigem Zug nach unten. Die Nervenläsionen werden durch Elektromyographie diagnostiziert und gesichert. Therapeutisch ist bei Überdehnung oder Zerrung eine konsequente Reizstromtherapie erforderlich, bei Nervendurchtrennung die primäre Nervennaht. (1o9)

c) Besonders bei stärkerer Osteoporose kann es bei der Knochenpräparation oder der Prothesenimplantation zu Pfannenperforation und Femurschaftbrüchen kommen. Auch zu brüske Operationstechnik kann hierzu führen. Beim Anlegen der Bohrlöcher im Acetabulum, die eine bessere Zementretention bewirken sollen, kann es zu einem Einbrechen ins kleine Becken kommen. Zur Abstützung der Kunstpfanne ist es dann notwendig, ein Metallgitter unterzulegen. Diesem kommt dann gleichzeitig ein Armierungseffekt zu. (46)

Beim Einschlagen der Schaftprothese ist es durchaus möglich, mit der Prothesenstielspitze die Corticalis des Femur zu perforieren und eine "via valsa" zu bilden oder mit dem Prothesenschaft die Corticalis zu sprengen. Zusätzlich zur Prothesenimplantation wird dann eine Osteosynthese mit Schrauben, Platten oder Draht notwendig. (46)

d) Als weitere intraoperative Komplikation ist die Fettembolie zu erwähnen, die als Folge der Zementeinbringung in das Knochenbett auftreten kann. Ursache hierfür ist das Übertreten von flüssigen Monomeren des Knochenzementes in die Blutbahn. Dadurch kommt es zusätzlich zu einem raschen Blutdruckabfall mit gleichzeitigem Anstieg des zentralen Venendruckes. Dies sind die Zeichen einer pulmonal bedingten Rechtsherzüberlastung, ausgelöst durch die Fettembolie. Schulitz und Dustmann empfahlen als Prophylaxe die Gabe von 4o ml Lipostabil i.v. und das Einlegen einer Redon-Drainage in den Femurschaft zur Druck- und Sekretableitung beim Einbringen des Knochenzementes. (1o8)

Postoperative Komplikationen:

a) Die wohl schwerwiegendste postoperative Komplikation ist die tiefe Infektion. Sie tritt Tage bis spätestens Wochen nach der Prothesen-Implantation auf. Besonders häufig tritt sie bei Patienten auf, bei denen von früheren Operationen metallisches Material aus der Hüfte entfernt wurde oder auch bei Nachoperationen. Eine frühere Osteomyelitis oder Osteomyelitis mit subklinischer Symptomatik führt postoperativ fast immer zu einem erneuten Aufflackern. Sie belastet die Erfolgsquote der Hüftgelenks-Totalendoprothesen-Implantationen erheblich. (2o) Auch bei Prothesenaustausch und Ersatz durch eine neue Prothese ist die postoperative Infektionsrate signifikant höher; wahrscheinlich spielt hierbei der Materialabrieb

von der ersten Prothese im umgebenden Gewebe eine Rolle. (2)

Die Symptomatik ist jeweils sehr ähnlich: Nach beschwerdefreiem Intervall treten zunehmende Schmerzen auf, zunächst nur bei Belastung. Es kommt zu Geh- und Bewegungsbeeinträchtigung. Im Röntgenbild sind Auflockerungssäume um die Prothese herum erkennbar. Die Prothesenlockerung ist die Folge. Blutbildveränderungen und Senkungsbeschleunigung gehen dem Krankheitsbild parallel. Kommt es gar zu septischen Erscheinungen, so müssen die Prothesenteile und der Knochenzement sofort radikal und restlos entfernt werden. In jedem Fall sollten hochdosiert Antibiotika gegeben werden, am besten nach Antibiogramm. (2o, 132)

Bei Punktion des Gelenkes oder unter der Reoperation erkennt man einen trüben oder rahmig-eitrigen Gelenkerguß, häufig besteht ein Fistelgang nach außen. Auch kann es zu Taschenbildungen nach dorsal in die Glutealmuskulatur und am unteren Pfannenrand kommen. (37)

Die sekundäre Gelenkkapsel ist narbig- schwielig verdickt. Es ist massiv sulzig-schmieriges Granulationsgewebe vorhanden. (14o)

Führt die konservative Therapie wie Ruhigstellung, hochdosierte Antibiotika oder Spüldrainage des Gelenkes nicht zum Erfolg, so ist die radikale Fremdkörperentfernung unbedingt erforderlich. Restzustand ist dann die Girdlestone-Hüfte.

b) Nach der Operation kann es zur Luxation des Gelenkes kommen. In den ersten Stunden und Tagen postoperativ gelingt jedoch oft die geschlossene Reposition. Die Luxation ereignet sich dabei meist infolge falscher postoperativer Beinlagerung.

Da die Muskelspannung anfänglich noch sehr gering ist, wird der Gelenkkopf nur schlecht in der Pfanne gehalten. Richtige Lagerung postoperativ besteht in Innenrotation bei Anwendung der vorderen Zugänge, in Außenrotation bei Anwendung der hinteren Zugänge. Durch isometrische Spannungsübungen werden die Glutäen gestrafft und die Muskelführung des Gelenkes verbessert.

Ursache auch später noch vorkommender Luxationen sind dagegen meist falsche Position von Pfanne und/oder Schaftprothese. Dabei führen zu starke Anteversion der Schaftprothese oder zu großer Pfannenöffnungswinkel nach ventral zur vorderen Luxation, bei Retroversion von Pfanne und Schaftprothese kommt es leicht zur hinteren Luxation. (51, 132)

c) Bei den Methoden mit temporärer Trochanterlösung kann es infolge zu hoher Reinsertion zu Hüfthinken oder infolge der zu geringen Muskelspannung zur Luxation kommen. (45, 132)

Dies stellt ein besonderes Problem bei der Sivash-Prothese dar, da ja hier der Trochanter major mit seinen Muskelansätzen direkt an den Prothesenschaft fixiert wird. Reinsertion in richtiger Höhe unter richtiger Vorspannung der Muskulatur ist hier besonders schwierig. (112)

Spätkomplikationen:

a) Eine relativ häufige Spätkomplikation ist die sterile Lockerung von Prothesenteilen. Abgesehen von typbedingten Ursachen ist hierbei folgendes zu erwähnen: Als mögliche Ursachen werden Knochenresorption, Osteoporose bei älteren Patienten mit primär schlechter Implantatverankerung, (79) schlechtes Material, Abbruch oder Ausbruch von Knochenteilen (wie z.B.

Schaftsprengung, auf die unten näher eingegangen wird), schlechte Operationstechnik, wie ungenügende Pfannenentknorpelung oder Dezentrierung beim Einbau, angesehen. Auch durch den Materialabrieb kann es zur Bildung periartikulärer aggressiver Granulome kommen, die über kurz oder lang zu Osteolysen und damit zur Prothesenauslockerung führen. Bedenkt man, daß die Kräfte, die auf das künstliche Hüftgelenk und damit auch auf die Verbindung Knochen-Implantat einwirken, bis zum achtfachen des Körpergewichtes anwachsen können, so wird sehr deutlich, wie wichtig eine primär stabile Fixation ist. Bei den hohen einwirkenden Kräften treten hohe Reibungsmomente auf, die die Verangerungsgrenzflächen beanspruchen. (1oo)

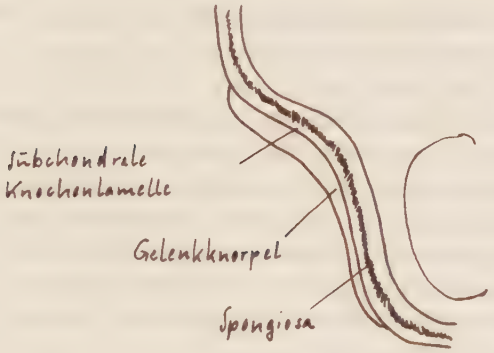
Durch die hohe Temperatur bei der Zementpolymerisation kommt es an der Zement-Knochengrenze zu irreversibler Eiweißdenaturierung. Die entstehenden Nekrosezonen werden sekundär resorbiert. Die sich ausbildende bindegewebige Interpositionsschicht verhindert eine feste Fixation der Prothese. (1, 24)

Das Gelenk zeigt folgenden typischen Befund: Die sekundäre Gelenkkapsel ist relativ reizlos, es ist wenig seröser bis weißlich-trüber, immer steriler Erguß vorhanden. Zudem finden sich mehr oder weniger dicke Membranen zwischen den Gelenkteilen und dem Knochenbett. Dieses ist häufig sklerosiert, aber sauber. (132, 14o)

Klinische Lockerungszeichen sind: Belastungsschmerz, Stauchungs- und Rotationsschmerz, röntgenologisch der Nachweis einer unterschiedlich breiten Saumbildung zwischen Knochen und Zement, zum Teil größere Osteolysezonen. (4o, 11o)

Bei der sterilen Auslockerung ist, wenn die Knochenlager eine dauerhafte Zweitverankerung gestatten,

die Prothesenauswechslung und Neuimplantation unter Verwendung von Knochenzement sinnvoll. Anderenfalls bleibt nur die Belassung der Resektionshüfte nach Girdlestone. Nach Witt, Hackenbroch, Weber und Hirsch sollte zumindest bei stärkerer Osteoporose der spongiöse Raum unter dem Acetabulum nicht eröffnet werden, sondern das Acetabulum nur gerade bis zur subchondralen Knochenlamelle ausgefräst werden. (31, 131, 139)



b) Bei der Spätinfektion kommt es häufig erst nach einem halben bis einem Jahr zu den typischen Beschwerden der tiefen, schleichenden Infektion: Es sind dies zunehmende, belastungsabhängige Schmerzen, Blutsenkungserhöhung und subfebrile Temperaturen. Hauptsächliche Erreger sind Staphylokokkus albus und aureus wie auch Streptokokken, die wohl hämatogen das Gelenk befallen. Malcohn et al beschrieben vier typische Fälle bei Mc Kee-Farrar-Prothese. (60) Die zu beobachtenden Veränderungen im befallenen Gelenk entsprechen den bei der postoperativen Infektion beschriebenen Bildern. In den meisten Fällen muß die Prothese entfernt werden und eine gezielte Antibiotikagabe erfolgen.

c) Bei primär gutem und stabilem Prothesensitz kann es nach Jahren zu einer Atrophie der das Acetabulum bildenden Knochenstrukturen kommen. Die Kunstpfanne sinkt immer tiefer ein und kann schließlich ins kleine Becken einbrechen. Klinisch treten zunehmende, besonders in die Leisten ausstrahlende Schmerzen und eine immer geringer werdende Belastbarkeit auf. Therapeutisch hat sich folgender Weg bewährt: Entfernung der Pfanne und Reimplantation derselben nach Unterlegen eines Edelstahlgitters mit Zement, wodurch die Belastung auf eine größere Fläche verteilt wird. (46)

d) Der Bruch von Prothesenteilen betrifft in erster Linie die Femurkomponente. Durch die im Laufe der Jahre einwirkenden Scher- und Biegekräfte wird das Schaftmetall spröde und kann schließlich abbrechen. Besonders wenn Materialfehler vorliegen, ist der Prothesenbruch nicht selten. Am häufigsten brechen die Femurkomponente im Schaft am Übergang vom distalen zum mittleren Drittel. Hier wird vor allem bei nicht völlig stabiler Fixation die größte Hebelkraft wirksam.

Die Fraktur macht sich durch zunehmende und belastungsabhängige Beschwerden bemerkbar. Im Röntgenbild kann sie meist gesichert werden. Diese Komplikation macht die Entfernung der Femurkomponente erforderlich. Die Entfernung der abgebrochenen Schaftspitze gestaltet sich oft sehr schwierig und macht bisweilen eine fensterartige Osteotomie des Femurschaftes in Höhe des verbliebenen Prothesenteiles notwendig. Die Reimplantation einer neuen Kopfprothese ist meist ohne Schwierigkeiten möglich.

Sehr selten kommt es zum Bruch der Pfanne. Auch in diesem Fall ist ein Austausch erforderlich.

e) Ähnlich wie die Pfannenpenetration gehäuft bei osteoporotischem Knochen vorkommt, so ereignet sich auch die Femurschaftfraktur hier häufiger. Prädilektionsort ist der Bereich der Prothesenspitze, wohl wegen der an dieser Stelle größten Hebelwirkung . Bei primär instabiler Fixation der Femurkomponente, die Wackelbewegungen im Prothesenspitzenbereich zuläßt, kann es zu einer Alteration der Schaftkompakta von innen her und damit zum späteren Femurbruch an dieser Stelle kommen. Bei sekundärem Nachsinken des konischen Prothesenstieles in das nahezu zylindrische Kompaktarohr des Femurknochens vermag der Prothesenstiel dies aufzusprengen. Es muß dann die Femurkomponente entfernt werden, und nach z.B. Drahtcerclage erfolgt die Prothesenimplantation, am besten unter Anwendung von Zement. Bei der Oberschenkelfraktur wird man am besten eine Plattenosteosynthese durchführen. Dann ist Ruhigstellung der Extremität bzw. Entlastung für einige Zeit notwendig. Die vorübergehende Prothesenentfernung ist nicht immer nötig.

F:Ergebnisse und Komplikationen der Ganzmetall-hüftgelenks-Endoprothesen:

Nach Abhandlung der wichtigsten Komplikationsmöglichkeiten soll nun als Kern der Arbeit die Beurteilung der einzelnen Prothesentypen der Materialkombination Metall - Metall folgen. Die prozentuale Komplikationsrate schließt sich an die Ergebnisse jeweils an. Zur Beurteilung und zum Vergleich der verschiedenen Hüftalloarthroplastiken müssen notwendigerweise gleiche, allgemein anwendbare Untersuchungsmethoden gefunden werden . So wurde eine Reihe von Bewertungssystemen ausgearbeitet, bei denen eine Untersuchung prä- und postoperativ nach bestimmten Kriterien erfolgt. (Gade 1947, Merle D'Aubigne 1952, Judet 1952, Charnley 1953,

Shephard 1954).

Diese Schemata arbeiten meist mit einer sechsgradigen Skala, in die die Kriterien Schmerz, Beweglichkeit und Gang eingeordnet werden. (5o, 67, 111)

Da in der durchgesehenen Literatur die verschiedenen Autoren ihre Operationsergebnisse nach verschiedenen Bewertungssystemen angaben, war es notwendig, ein einheitliches übergeordnetes Schema zu finden, um zu einem zusammenfassenden Vergleich kommen zu können. Folgendes Bewertungssystem bot sich dabei an, da die Ergebnisse der anderen Bewertungssysteme darin eingeordnet werden konnten:

1 Sehr gut: völlige Schmerzfreiheit auch bei Belastung, Gehen ohne Hilfsmittel möglich; Beweglichkeit fast nicht eingeschränkt (Flexion $\geq$ 9o Grad, Abduktion $\geq$ 4o Grad)

2 Gut : Schmerzfreiheit; bei längerem Gehen Gehilfe nötig.
Beweglichkeit gut, aber doch leicht eingeschränkt.
(Flexion 8o - 9o Grad, Abduktion bis 25 Grad)

3 Befriedigend : Belastungsabhängige Schmerzen; zum Gehen wird Gehhilfe benötigt; Beweglichkeit eingeschränkt. (postoperativer Zustand besser als präoperativer Zustand)
(Flexion 4o - 6o Grad)

4 schlecht : Operation muß als Mißerfolg angesehen werden: es bestehen starke Schmerzen, die Beweglichkeit ist stark eingeschränkt. (Als Komplikationen tiefe Infektion, Lockerung des Implantats, Fraktur von Knochen oder Prothese).

Grundlage der Studie waren Ergebnisse der Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen in der deutschen, französischen, englischen, amerikanischen, dänischen, rumänischen, russischen und tschechischen Literatur ab 194o. Dabei stellte sich als große Schwierigkeit heraus,daß die einzelnen Artikel unter zum Teil ganz verschiedenen Gesichtspunkten verfaßt waren und auch von verschiedenen Voraussetzungen ausgingen. So war z.B. das Alter der Patienten, das für das Langzeitergebnis der Hüft-Totalendoprothesen sehr wichtig ist, weit gefächert; diesbezüglich konnte eine Ergebnisaufgliederung nicht durchgeführt werden. Auch muß ich klarstellen, daß eine Ergebniszusammenstellung und Vereinheitlichung in ihrer Aussagekraft begrenzt ist, als die Totalendoprothesen bei den verschiedensten Indikationen und Krankheiten implantiert wurden.

So beschränkt sich die Arbeit auf eine Ergebniseinteilung nach dem Beobachtungszeitraum zwischen Operation und Nachuntersuchung. Eine Aussage diesbezüglich ist sehr wichtig. Von großer Bedeutung für die Beurteilung einer Totalendoprothese sind Art und Zahl auftretender Komplikationen. Es wurden untersucht:

Dislokationen: Verlagerung oder Verschiebung von Prothesenteilen, entweder bereits intraoperativ (Fehlimplantation) oder durch die Belastung.

Asept.Lockerungen: Diese waren nur selten exakt zahlenmäßig aufgegliedert in Pfannenlockerung und Lockerung der Femurkomponente.

Tiefe Infektionen: Entweder durch intraoperativ eingebrachte Keime oder hämatogen hervorgerufen.

Luxationen : Das ist die Ausrenkung des Femurkopfes aus der Pfanne, meist in den ersten postoperativen Tagen.

Prothesenbruch : Dabei meist Bruch des Prothesenstieles , seltener der Pfanne.

Notwendige Revisionen: Wegen Lockerung, tiefer Infektion oder Fraktur unumgängliche Zweiteingriffe.

In den wenigsten Literaturstellen mit Ergebnisaufschlüsselung wurden gleichzeitig alle genannten Komplikationen zahlenmäßig mit aufgeführt. Viele Autoren gaben nur die Ergebnisse, nicht aber die Komplikationen an. Wieder andere gingen nur auf einzelne Komplikationen, z.B. die Lockerung, ein. Es ist deshalb nur möglich die Komplikationen in Prozent anzugeben, da die rein zahlenmäßige Angabe ein unvollständiges Bild geben würde.

Die umfangreichste Literatur war über den Prothesentyp nach Mc Kee-Farrar zu finden. Ihre Anwendung geht über das Land ihrer Entwicklung, nämlich England, weit hinaus. Durch laufende Weiterentwicklung, besonders angeregt durch spezifisch aufgetretene Komplikationen, erzielte dieser Prothesentyp zunehmend gute Erfolge. Die Literaturquellen und ihre Ergebnisse lassen sich aufteilen in:

a) Beobachtungszeitraum und damit Laufzeit der Prothese vier Jahre und länger.
b) Beobachtungszeitraum ein bis vier Jahre.

So standen zu a 2456 Totalendoprothesen für eine Kontrolluntersuchung bzw. für eine Verlaufsbeobachtung

zur Verfügung. Nach dem oben angegebenen Auswertungsschema ergaben sich folgende Werte:

	%	Zahl
Sehr gut	43	1o75
gut	4o	991
befriedigend	1o	244
schlecht	7	127

Für die Mc Kee-Farrar-Prothese wurden in der Literatur prozentual folgende Komplikationen beobachtet und angegeben:

Dislokation	1,6 %
aseptische Lockerung	6,8 %
tiefe Infektion	4,o %
Luxation	o,12 %
Bruch (Pfanne oder Femurkomponente)	o,5 %
Revision erforderlich	4,6 %

Für die Gruppe b standen 1693 Totalendoprothesen zur Verfügung:

	%	Zahl
Sehr gut	47	778
gut	32	545
befriedigend	14	244
schlecht	7	126

An Komplikationshäufigkeit wurde registriert:

Dislokation	1,5 %
aseptische Lockerung	6,9 %
tiefe Infektion	1,6 %
Luxation	o,4 %
periart. Verkalkungen	7,o %
Bruch (Pfanne oder Femur-komponente)	o,6 %
Revision erforderlich	2,5 %

Diese Zahlen stützen sich auf die Untersuchungen folgender Autoren:

Autor:	Jahr:	Zahl:	Literatur:
Anstutz,H.C.	197o	135	2
Chapchal, G., Müller W.,	197o	97	19
Dandy, O.J.	1975	1o42	21
Freeman, P.A.	197o	61	28
Friedebold , Hanslik et al	1973	22o	29
Haraldson, S.,	1971	1o2	32
Hessert, G.R.Jäger M.,	1972	247	33
Irwin, S. Linsbach. M.B.	1973	12o	41
Langenskiöld, A. Pavilainen, T., Langenskiöld A.,	1973	116	48
Salenius, P.,	197o	81	49
Mc Kee, G.K.	197o	322	64
Mc Kee, G.K., Chen.S.C. Mc Kee, G.K.	1973	3oo	65
Watson-Ferrar, J.	1966	5o	66
Morris, J. Nicholson, O.R. Morris, J.B. Nicholson, O.R.	197o	97	72
	197o	55	73

Autor:	Jahr:	Zahl:	Literatur:
Motta, A., Callea, C. Murray, M.P.	1976	566	74
Brewer, B.J.	1975	1oo	76
Murray, Wood et A.	1972	3o	77
Nicholson, C.R.	1973	86	8o
Parson, D.W.	1969	2oo	83
Patterson, E.P.	1972	368	84
Patterson, F.P, Brown, D.C.S.	1972	368	85
Postel, M. Kerboull M.	197o	42	89
Riska, E.B.	1971	66	98
Salenius, Laurent,	1973	143	1o3
Torgerson	1973	76	121
Tönnis, D., Asai, M.	1976	1155	122
Watson-Ferrar, J.	1969	2oo	13o
William, R.,Murray,M.D.	1973	327	134
Wilson, Anstutz	1972	1oo	135
Tile, M.Barington J.	1969	4o	12o

Nach der Totalendoprothese von Mc Kee-Farrar ist die Ringprothese eine häufig verwendete Ganzmetallprothese. 1964 erfaßte Fälle standen zur Auswertung zur Verfügung. Zum Beobachtungszeitraum von fünf bis acht Jahren konnten 169 Hüftgelenk-Totalendoprothesen beschrieben werden:

	%	Zahl
Sehr gut	44	75
gut	29	49
befriedigend	9	16
schlecht	17	29
Die Komplikationsrate betrug:		
Lockerungen	14	23
tiefe Infektion	1,2	2
Bruch der Pfannenschraube	2,3	4
Revision notwendig	14	23

1964 implantierte Prothesen waren über einen Beobachtungszeitraum von ein bis fünf Jahren beschrieben. Es wurden folgende Ergebnisse erzielt:

	%	Zahl
Sehr gut	67	1317
gut	22	443
befriedigend	6,2	122
schlecht	4,8	82

An Komplikationen traten auf:

Dislokation	1,2 %
aseptische Lockerung	1,9 %
tiefe Infektion	o,7 %
Luxationen	wurden hierbei nicht beschrieben
Bruch (Pfanne oder Femurkomponente)	o,6 %
Revision erforderlich	o,2 %

Folgende Autoren teilten hier ihre Ergebnisse mit:

Autor:	Jahr:	Zahl:	Literatur:
Leinbach, J.S. Barlow M.D.,	1973	4o	52
Mouritzen, Rechnagel,K. Olsson, K.E.,	1971	6o	75
Wetzenstein, H.	1971	53	9o
Ring, P.A.	197o	3oo	94
Ring, P.A.	197o	987	95
Ring, P.A. Redill, Surrey	1974	535	96
Ring, P.A.	1968	158	97

Bei der Sivash-Prothese ist eine Ergebnisaufgliederung nach verschiedenen Beobachtungszeiträumen leider nicht möglich, da genaue Angaben in den entsprechenden Literaturstellen fehlten. Folgende Ergebnisse liegen vor:

Bei 1984 Totalendoprothesen nach Sivash waren:

	%	Zahl
Sehr gut	38	751
gut	41	81o
befriedigend	1o	199
schlecht	11	224

An Komplikationen traten auf:

Dislokation	1,5 %
aseptische Lockerung	3,5 %
tiefe Infektion	3,o %
Luxation	o %
Bruch (Pfanne oder Femurkomponente)	8,5 %
Revision erforderlich	2,o %

Aussagen zu den Ergebnissen und Komplikationen wurden von folgenden Autoren gemacht:

Autor:	Jahr:	Zahl:	Literatur:
Korch, A.A., Kulish, N.J.	1976	47	47
Panova, M.J.	1975	153	81
Panova, M.J., et al	1977	378	82
Radulvic, B. et al	1975	2oo	91
Shersher, J.A.J.	1977	42	112
Sivash, K.M.	1969	164	114
Sivash, K.M., Shapiro, J.U.L.	1977	1ooo	115

Die Prothese aus Stanmore fand keine allzugroße Verbreitung. Von 1963 bis 71 wurden insgesamt 1o8 Totalendoprothesen dieses Typs implantiert. (137)
93 davon standen für eine Verlaufsbeobachtung zur Verfügung. Drei Gruppen, entsprechend der Beobachtungszeit, wurden ausgewertet:

I. 6 - 9 Jahre:	%	Zahl
Sehr gut	53	7
gut	2o	3
befriedigend	2o	3
schlecht	6	2

II. 5 - 6 Jahre:	%	Zahl
Sehr gut	7o	25
gut	8	3
befriedigend	16	6
schlecht	6	2

III. 1 1/2 - 4 Jahre:

	%	Zahl
Sehr gut	93	4o
gut	7	3
befriedigend	o	o
schlecht	o	o

An Komplikationen bei allen 93 Totalendoprothesen traten auf:

Dislokation	12 %
aseptische Lockerung	21 %
tiefe Infektion	1 %
Bruch (Pfanne oder Femurkomponente)	12 %

Urist-Pfanne und Moore, Thompson- oder D'Aubigne-Prothese:

Die Prothesen, deren Ergebnisse hier aufgeführt werden, wurden ab 1961 implantiert. Wegen zum Teil fehlender Angaben ist eine zeitliche Einteilung in Gruppen hier nicht möglich. Die Ergebnisse müssen leider rein summarisch aufgeführt werden. (längster beschriebener Beobachtungszeitraum war 4 Jahre)

Bei 119 beschriebenen und beobachteten Fällen kam es zu folgenden Ergebnissen:

	%	Zahl
Sehr gut	48	55
gut	3o	38
befriedigend	16	17
schlecht	6	9

In 2 % der Fälle wurden Dislokationen beschrieben. Nach Breck (7) kam es bei einem Prothesenneigungswinkel von 3o Grad bis maximal 45 Grad zu keiner einzigen Pfannenlockerung bei den von ihm beobachteten Fällen. Auf weitere Komplikationen wurde nicht eingegangen.

Quellen: (7, 23, 54, 126)

Mc Bride-Pfanne und Moore-Prothese:

Shorbe beschrieb 86 Prothenimplantationen und ihren postoperativen Verlauf. Es handelte sich um 47 Erstoperationen; in 39 Fällen war bereits voroperiert worden.

	Erstoperation		nach früh. Operationen		Insgesamt	
Sehr gut	85 %	4o	5o %	18	7o %	58
gut						
befriedigend	13 %	6	45 %	16	23 %	22
schlecht	2 %	1	5 %	5	7	6

Zahlenmäßig wurden keine Komplikationen angegeben.

Quellen: (55, 61, 113)

Zur Gaenslen-Pfanne in Verbindung mit einer Moore- oder Thompson-Prothese lagen folgende Ergebnisse vor:

46 implantierte und beobachtete Prothesen:

	%	Zahl
Sehr gut	65	31
gut	16	6
befriedigend	8	4
schlecht	11	5

Komplikationen: Zwei Fälle mit Schraubenbruch, zwei Pfannenlockerungen. Smith (116 a) gab bei 92 implantierten Totalendoprothesen mit Gaenslen-Pfanne folgende Komplikationen an:

Dislokation	3	3
tiefe Infektion	5	4
Lockerung der Femurkomponente	8	7
Schraubenbruch	2o	19

Quellen: 116, 116 a

F: Diskussion:

Nach der Aufführung der Ergebnisse der verschiedenen Metall - Metall - Totalendoprothesen und ihrer Komplikationen stellt sich die Frage nach den typenspezifischen Vor- und Nachteilen, die letztlich die Ergebnisse bestimmen. Wir werden versuchen, als Schlußfolgerung dieser Arbeit die Frage zu beantworten, ob die immer seltenere Anwendung der Metall - Metall- Hüftgelenkstotalendoprothesen wirklich begründet ist, ob diese Prothesen den Metall-Kunststoff-Prothesen so sehr unterlegen sind. Es soll dabei besonders auf die spezifischen Probleme der Materialkombination Metall - Metall eingegangen werden.

A.: Von ganz besonderer Bedeutung sind die tribologischen Aspekte der Metall-Metall-Prothesen. Wir verstehen darunter die Gesichtspunkte

Reibung - Schmierung des Gelenkes - Abrieb.

Wir werden zu untersuchen haben, durch welche Faktoren die Reibung bestimmt wird, welche Bedeutung der Schmierung vor allem in vivo zukommt, und nicht zuletzt wie stark bei Metall-Metall-Prothesen der Abrieb ist.
Dabei müssen wir uns stets die enorme Belastung einer implantierten Hüftgelenks-Totalendoprothese vor Augen halten, die nicht die Möglichkeit der Regeneration hat wie das natürliche Hüftgelenk, sondern vom Zeitpunkt des Einbaues ab "verbraucht" wird. So treffen auf das Implantat durchschnittlich 1 - 2,5 Millionen Stöße pro Jahr. Dazu kommen die dauernden Gleitbewegungen zwischen den Gelenkflächen. Der dabei auftretende Verschleißmechanismus kann eingeteilt werden in die Begriffe Adhäsion - Abrasion und Ermüdung:

Adhäsionsverschleiß : durch Berührung von mikroskopischen Rauhigkeitsspitzen kommt es besonders bei hoher Flächenpressung (bei Belastung) zur Loslösung von Partikeln, die dann zur
Abrasion führen.

Ermüdung: unter der Kontaktoberfläche treten durch zyklische Druck- und Schubkräfte Mikrorisse auf. (125)

Man muß sich weiterhin darüber im Klaren sein, daß bei bestimmten Bewegungen, besonders beim Springen, Lasten auftreten, die bis zum zehnfachen des Körpergewichtes betragen. (34)

Die Tatsache der Zunahme der Reibung bei steigender Belastung müssen wir uns während der folgenden Ausführungen ständig vor Augen halten.

Jede Änderung der Oberflächenglätte bewirkt eine Änderung des Reibungskoeffizienten und damit des Reibungsmomentes zwischen den Metallgelenkflächen. Dies ist letztlich die Kraft, die die Verankerung der Prothese im Knochenbett beansprucht und im Sinne einer Lockerung wirkt. Dabei ist der Reibungskoeffizient auch noch materialabhängig. (27, 1oo, 117, 137).

Der Reibungskoeffizient der Materialkombination Metall - Metall beträgt dabei ungefähr o,15,ist also etwa dreimal so groß, wie bei der Gleitpaarung Metall-Kunststoff! (123)

Die beiden, den Reibungskoeffizienten bedingenden Faktoren sind Material und Oberflächenstruktur. Als Material hat sich die Legierung Kobalt-Chrom bzw. Kobalt-Chrom-Molybdän allen anderen Legierungen bezüglich Abrieb, Verschleiß, Korossion und Verträglichkeit als überlegen erwiesen und sich im Lauf von vielen Jahren bewährt. (136)

Wie steht es mit der Oberflächenbeschaffenheit der Gelenkflächen?

Wir unterscheiden dabei folgende Veränderungen:

1. herstellungsbedingt: Gußlunker, Drehriefen (=parallel), Polierspuren.
2. Einbauverletzungen : durch das Einschlagen der Komponenten in den Knochen können Aufwulstungen, zum Teil scharfe Ränder und auch Mikrorisse entstehen.

3. Tragespuren: Rillen mit nach allen Richtungen verlaufenden Spuren und Furchen, besonders in Richtung der Hauptbewegungen Flexion Extension.

Je ausgeprägter die Veränderungen unter 1 - 3 sind, desto größer wird die Reibung und damit das Reibungsmoment sein, das an der Verankerung der Prothese im Knochen zerrt. Das Reibungsmoment wächst mit Zunahme folgender Parameter:

Reibung (bedingt durch Material und Oberflächenstruktur)

Radius der Prothese (entspricht der Gleitflächengröße)

Druck auf die Prothese (entspricht der Belastung)

Durch Zunahme dieser Größen wächst die Beanspruchung der Verankerung einer Totalendoprothese. Sie ist zum Teil bei der Mc Kee-Farrar-Prothese dreimal größer als bei einer Metall-Kunststoff-Totalendoprothese. Die mit 5,8 % angegebene sterile Lockerungsrate der Metall-Metall-Prothese ist signifikant höher als vergleichsweise bei der Metall-Kunststoff-Materialkombination nur o,95 %.(1oo)

In den Fällen früher postoperativer steriler Lockerungen der Metall-Metall-Prothesen (besonders bei den Modellen vor 1969) war das hohe initiale Dreh- und Reibungsmoment Ursache für das Versagen. Bei den früheren Modellen waren ursächlich beteiligt die Rauhigkeit der belasteten Gelenkflächen, unregelmäßige Erhebungen der belasteten Oberfläche von Kopf und Pfanne und schlechte Oberflächenbehandlung. Gerade in der kritischen postoperativen Phase, in der die Reparation des den Zement bzw. das Implantat umgebenden Knochen stattfindet, ist das größte Reibungsmoment vorhanden. Dadurch steigt die Versa-

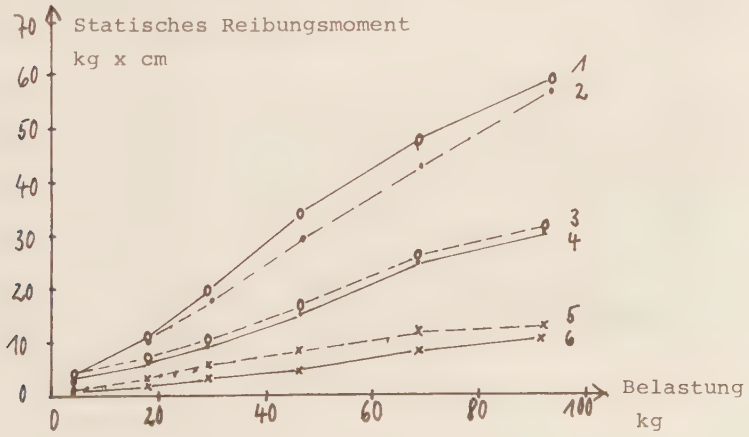
gerquote. Am Simulator hatte sich gezeigt, daß sich die Gelenkflächen nach 5oo Stunden "eingelaufen" hatten, das Reibungsmoment also kleiner geworden war. (136)

Ruckelshausen , Wilson und Scales ziehen daraus folgenden wichtigen Schluß: bei Ganzmetall-Endoprothesen sollte der Patient postoperativ bei Belastung mindestens 3 Monate lang Krücken benützen. (Die beim Gehen auftretenden Belastungsspitzen vom dreifachen des Körpergewichtes können leicht zur sterilen Lockerung führen).

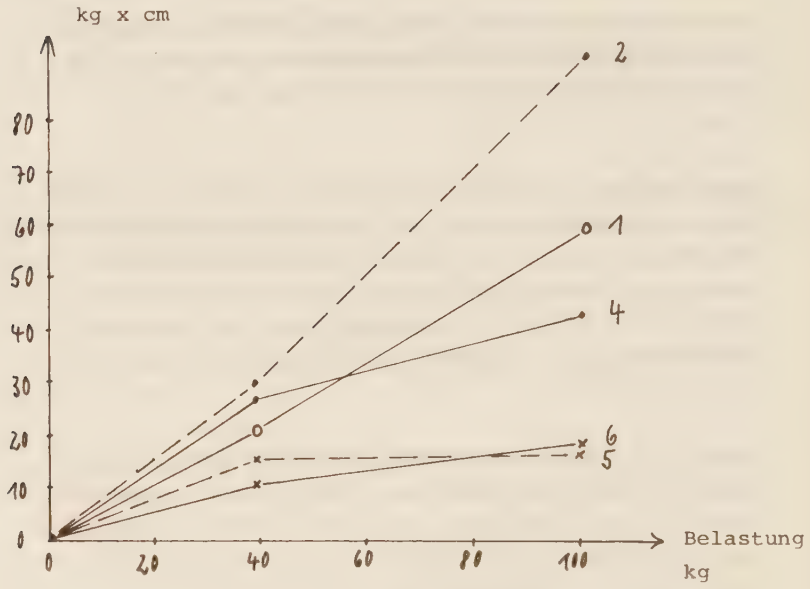
Dies ist insofern besonders wichtig,da auch bei Lockerung von nur einer Komponente beide Teile ausgewechselt werden müssen, da Pfanne und Kopf paarweise hergestellt und aufeinander eingeschliffen sind. Wilson und Scales geben für die Prothesentypen Mc Kee-Farrar und Stanmore eine Lockerungsrate von 9 % an. (136)

Das statische und dynamische Reibungsmoment nach 15 Minuten bzw. 5oo Stunden Laufzeit wichtiger Hüftgelenks-Totalendoprothesen-Modelle (Mc Kee-Farrar, Stanmore Metall-Kunststoff, Charnley stainles-steel-Kunststoff, Stanmore Metall-Kunststoff) ergibt bei graphischer Darstellung folgende Kurven:

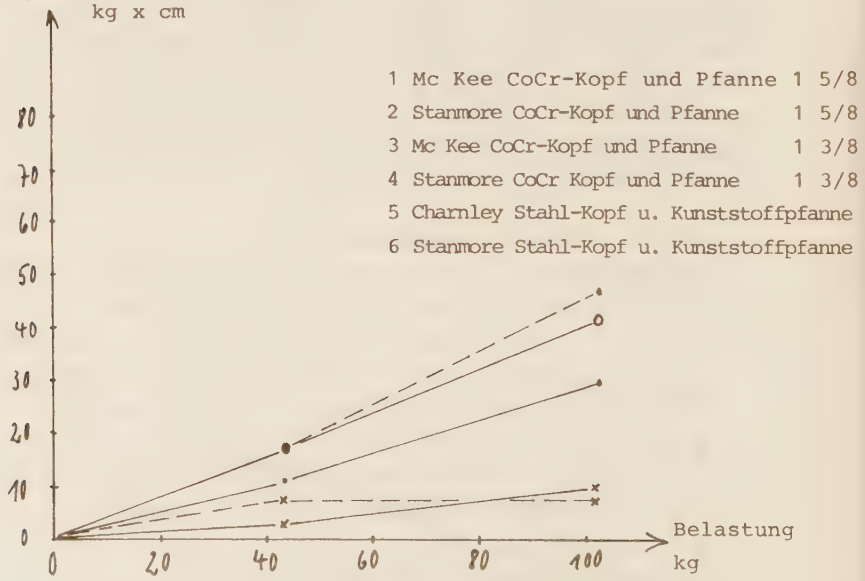
1. Statisches Reibungsmoment kg x cm



2. Dynamisches Reibungsmoment nach 15 Minuten



3. Dynamisches Reibungsmoment nach 5oo Stunden



Es ist daraus zu ersehen, daß das dynamische Reibungsmoment nach einer Einlaufzeit abnimmt, damit also die Belastung der Implantat-Knochenverbindung ebenfalls abnimmt. (136)

Leider gehen in diesem Punkt die Meinungen und Laborergebnisse auseinander. So nimmt nach Ruckelshausen (1oo) das Reibungsmoment mit der Laufzeit zu.

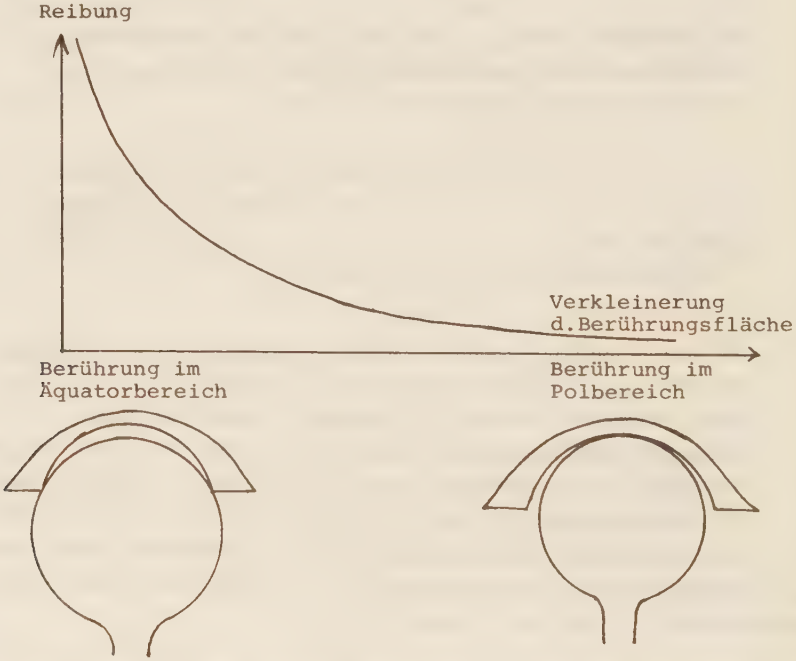
Die folgende Tabelle gibt das relative Reibungsmoment im Vergleich der angeführten Hüftgelenks-Totalendoprothesen untereinander an:

	Charnley	Mc Farrar	
	Ø 22 mm	Ø 35 mm	Ø 41 mm
Prothese neu	1	3,o	4,3
Prothese 5oo Std.	1	3,7	5,2

So fehlt seiner Ansicht nach die Selbstglättung zwischen den Gleitflächen,da beide Prothesenanteile aus dem gleichen Material bestehen. So komme es sogar im Laufe der Zeit zu einer zunehmenden Aufrauhung und damit zu einer Reibungszunahme. In der Technik ist dieser Vorgang bekannt und gefürchtet; man spricht dort vom Fressen z.B. eines Lagers. Dort kommt es dazu praktisch nur bei fehlender Schmierung. Wie weit ist das aber in vivo bei Endoprothesen der Fall? (1oo)

In dieser Richtung geht die Erklärung von Hessert:In den Druckauffangzonen und den einander berührenden Gleitflächen liegt ein selbstglättender Effekt vor. Durch zunehmendes belastungsabhängiges gegenseitiges Einschleifen (mit zunehmender Kongruenz der Gelenkflächen) kommt es zu einem vermehrten Flächenkontakt und damit zur Einbuße leichtgängiger Beweglichkeit. (34)

Mit dem Flächenkontakt ist ein weiterer, für die Reibung sehr wichtiger Punkt anzusprechen. Je größer dieser, desto größer die Reibung. Am größten wird die Reibung sein, wenn Kopfaußendurchmesser und Pfannendurchmesser genau übereinstimmen und sich somit in maximaler Fläche berühren. Bei Gleitberührung im Äquatorbereich wird die Reibung sehr groß sein und bei Kontakt nur im Polbereich einem Minimum zustreben:



Die mehr polförmige Kontakt- und Gleitfläche hat geringere Reibung zur Folge. (127) Bei der großflächigeren Berührung wächst zwar die Reibung an, andererseits verteilen sich die zum Abrieb führenden Kräfte auf eine größere Fläche: Der Abrieb nimmt ab. Das ist auch der Vorteil größerer Prothesendurchmesser. Die neuen Modelle der Mc Kee-Farrar-Prothese verwirklichen die oben genannten Erkenntnisse: Durch Spezialverfahren wurde ein hoher Grad an Oberflächenglätte erzielt; sie haben im Pfannengrund eine kleine Vertiefung und beschränken die Hauptberührungsfläche auf das Polgebiet. (127) Die Ergebnisse dieser neueren Modelle sind überzeugend durch stark vermindertes Reibungsmoment und

dadurch reduzierte Lockerungsraten. Auch die Hersteller der anderen Metall-Metall-Prothesen haben diese Erkenntnisse aufgegriffen und ihre Modelle entsprechend verbessert.

Schmierung der Gelenkflächen:
Was in technischen Gelenken, deren Lebensdauer entscheidend beeinflußt, ist die Schmierung. Sie ist bei implantierten Hüftgelenks-Totalendoprothesen in diesem Sinne leider nicht möglich. Wir wollen die in vivo-Bedingungen und labortechnischen Untersuchungen aufzeigen und daraus Schlüsse ziehen.

Gerade bei Ganzmetallgelenken ist die Gelenkfunktion unmittelbar abhängig von der Möglichkeit der Gelenkflächenschmierung zur Herabsetzung der Reibung. (117)

(Mc Kee nimmt allerdings an, daß die Reibung und damit auch die Schmierung der Gelenkflächen vernachlässigt werden könne und statt dessen die Stabilität des Gelenkes viel wesentlicher sei). (117)

Die praktischen Erfahrungen geben ihm insofern nicht recht, als die Reibung über das Reibungsmoment ja direkt Einfluß auf die Stabilität der Verankerung nimmt. Charnley schreibt, daß die klinische Erfahrung dafür spricht, daß bei der Ganzmetallarthroplastik die Gewebsflüssigkeit die Schmierung übernimmt. Dies dürfte durch eine sehr genaue Einpassung des Hüftkopfes in die Pfanne und einen relativ großen Durchmesser (49 mm) des Hüftkopfes zur Verkleinerung der Belastung pro Flächeneinheit erleichtert werden. Sollte es notwendig sein, zur leichteren Einpflanzung den Durchmesser des Hüftkopfes zu verkleinern, so bestehen möglicherweise die günstigen Bedingungen nicht mehr, die für die Schmierung gleicher Metallflächen erforderlich sind. (17)

Unabhängig von ihrer Wirkung auf das Reibungsverhalten scheint die Gewebsflüssigkeit die Metalloberfläche zu schützen:

Bei Prothesenentfernung zeigten Kopf und vor allem die Pfanne bandartige organische Auflagerungen, die sich mit starken adhäsiven Kräften im funktionierenden Kunstgelenk halten. Sie sind sicher durch Praecipitation entstanden und entstammen Blutungen und organischen Bestandteilen der Schmierflüssigkeit. Nach Entfernung dieser Beläge kam bei allen 16 beobachteten Prothesenteilen das spiegelnde Metall zum Vorschein. Die Untersuchungen mit dem Rasterelektronenmikroskop bestätigten diese Befunde. (123)

Ruckelshausen kann aufgrund seiner Erfahrungen mit dem eben Gesagten nicht übereinstimmen. Er sagt, daß die im Körper mögliche seröse Flüssigkeitsschmierung derartiger alloplastischer Totalgelenke nicht nur unvollkommen ist, sondern die Reibung dadurch sogar erhöht wird. (117)

Direkte Untersuchungen bezüglich der Synovialflüssigkeit als Schmiermittel bei künstlichen Ganzmetallgelenken ergab deren Unbrauchbarkeit. Die Synovialflüssigkeit scheint ein spezielles Gleitmittel nur für den natürlichen Gelenkknorpel zu sein. In Verbindung mit Synovialschmierung ergaben sich folgende Reibungskoeffizienten:

Knorpel/Knorpel	Metall/Knorpel	Metall/Knochen	Metall/Metall
$\mu = 0{,}001$	$\mu = 0{,}05$	$\mu = 0{,}5$	$\mu = 0{,}5$ (16)

Tribologische Untersuchungen von Walker und Erkmann ergaben als wesentliches Ergebnis, daß der Zusatz von Gamma-Globulinen zu Ringerlösung in der Gleitwirkung der Synovialflüssigkeit entspricht. Die Gamma-Globulinkomponente setzte besonders die Anfangsreibung in den Gelenken deutlich herab. Diese Proteinkomponente, die auch in der natürlichen Synovia vorhanden ist, wirkt im Sinne eines Grenzschmiermittels, das sich physikalisch oder chemisch an die Metalloberfläche bindet. Dadurch werden Mikroverzahnungen zwischen Rauhigkeiten der Gleitflächen vermindert und so die Reibung, besonders initial, reduziert. Dies ist möglich durch Bildung einer bimolekularen Proteinschicht, zwischen deren beiden Schichten

der Gleitvorgang stattfindet. (double ionic layer) (129)

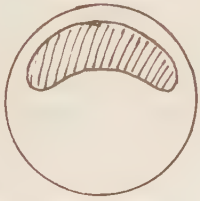
Es ist klar, daß bezüglich der Gleitflächenschmierung noch keine Lösung gefunden ist. Die in der Müller-Prothese als "Schmiernippel" verwendeten Kunststoffplättchen erfüllen ihre Funktion anfänglich gut, werden aber als schwächstes Glied relativ schnell "verbraucht". In diesem Punkt sind die Metall-Kunststoff-Prothesen den Ganzmetallprothesen klar überlegen.

Abrieb:
Ein sehr wichtiger Faktor, besonders im Hinblick auf die Haltbarkeit und Lebenserwartung einer Hüftgelenks-Total-endoprothese ist das Abriebverhalten. Von den Metall-Kunststoff-Endoprothesen wissen wir, daß die Kunststoffpfanne schneller "verbraucht" wird als der Metallkopf. Das Abriebmaterial aus Kunststoff macht dabei oft starke Fremdkörperreaktionen in Form von allgemeiner Bindegewebsentzündung und von Bindegewebsgranulomen. (Acrylose). (127)

Wie verhält es sich diesbezüglich bei den Metall-Metall-Gelenken?

Der meiste Abrieb findet entlang der Hauptbewegungslinien statt: Flexion-Extension.(124)

Besonders in der Einlaufphase kommt es zu stärkerem Abrieb, da Rauhigkeiten der Oberfläche gegenseitig abgeschabt werden und nun selbst wieder abrasiv wirken können. Für die Endoprothesen gibt es "Abriebzonen", die gleichzeitig Stellen maximaler Belastung darstellen: (184)



Die Abbildung zeigt eine Prothese, deren Belastungszone eine Zwischenstellung zwischen der polaren und äquatorialen Berührung darstellt.

Der Abriebmechanismus bzw. Ablauf kann in folgende Typen eingeteilt werden (nach Walker, Salvetti) aufgrund mikroskopischer Untersuchungen:

Typ 1: anfängliches Ankratzen der Oberfläche
Typ 2: wenn sich eine "neue" Oberfläche eingeschliffen hat
Typ 3: wenn sich Furchen und Rillen in Typ 2 gebildet haben (128)

Mit Hilfe von Rauhtiefendiagrammen und licht- und elektronenmikroskopischen Aufnahmen können die Gleitflächen untersucht werden. Bei entfernten Metall-Metall-Hüftgelenks-Endoprothesen wurden so die entsprechenden Schleifspuren untersucht und in Beziehung zur Implantationszeit gesetzt. Die meisten Kratzspuren hatten eine Rauhigkeit von o,25 µm bis maximal o,5 µm bei einer Spurbreite von 1 - 2,5 µm. Die bisweilen gefundenen"Kometen-

schweife" entstehen durch unter der Belastung eingebrochene Carbidteilchen, sind also ursprünglich herstellungsbedingt. (124, 128)

Ganz entscheidend ist damit die Feststellung, daß auch nach langjährigem Gebrauch Tiefe und Breite der Spuren keine andere Größenordnung aufweisen, nur die Zahl der Spuren ist etwas größer. (123, 125a)

Wird bei den Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen eine gewisse Größenordnung des Abriebes nicht überschritten?

Hessert (34) untersuchte z.B. zwei entfernte Hüftgelenks-Totalendoprothesen nach Mc Kee-Farrar, die 1 bzw. 4 1/2 Jahre implantiert waren. Der neuwertige Spiegelglanz der Gleitflächen war in beiden Fällen erhalten.Die mit dem Interferenzmikroskop gemessene Tiefe der Schliffspuren betrug maximal o,27 µm (bei fabrikneuen Modellen wurden mit der gleichen Methode Polierspuren bis zu o,135 µm gemessen!). Die Veränderung durch Abrieb konnte an den beobachteten Fällen als äußerst gering bezeichnet werden.

Walker (129) meint, daß der meiste Abrieb in der Anfangszeit nach Implantation stattfindet. Mit zunehmender Abtragung der Rauhigkeitsspitzen kommt es zur Abnahme des Abriebes.

Von Bedeutung ist weiter, was mit dem Abriebmaterial geschieht. Es gelangt aus dem Gelenkspalt durch die oszillierenden Bewegungen heraus und kommt in Berührung mit dem umgebenden Gewebe.

Ungethüm und Zenker (124) untersuchten Material aus dem Innern der Neokapsel einer Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothese. Es handelte sich um eine amorphe Masse von grau-schwarzer Farbe, die Menge betrug durchschnittlich 5 - 1o cm^3.

(Im Gelenk war jeweils kaum Flüssigkeit vorhanden!) Diese Abriebmenge bei Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen ist bedeutend geringer als bei Metall-Kunststoff-Hüfttotalendoprothesen.(128)

Mittels Veraschungsanalyse wurden die Einzelbestandteile analysiert: Calcium, Chrom, geringe Mengen an Kobalt, Molybdän, Spuren von Aluminium, Kupfer, Magnesium, Natrium, Zink und Eisen. (124)

Durch Untersuchung des Abriebmaterials mit Radionukliden konnte Träger (123) nachweisen, daß der Anteil abgelagerten Chroms größer war als der von Kobalt, also genau umgekehrt dem Legierungsverhältnis.

Rütt beschreibt aufgrund einer Untersuchungsreihe, daß die umgebenden Gewebe von steril ausgelockerten Mc Kee-Farrar-Hüftgelenks-Totalendoprothesen keine doppelbrechenden Abriebpartikel enthalten. Diese sind bei anderen Totalendoprothesen-Modellen, besonders bei der Kombination Metall-Kunststoff, immer vorhanden. Er fand dafür jeweils wenig einfachbrechenden Matallabrieb sowie Schaumzellen. Er kommt weiterhin zu dem Schluß, daß für die Entwicklung des aggressiven Granuloms weniger die Art des Abriebs als vielmehr die Menge entscheidend ist. (1o1)

Dieses Faktum spricht eindeutig für die Metall-Metall-Hüftgelenks-Endoprothese. Die Frage nach der Sensibilisierung gegen den Metallabrieb wird im nächsten Abschnitt behandelt werden.

Den Abrieb betreffend kann man folgendes sagen (Ruckelshausen, 1oo):

Die Schichtdickenminderung durch Abrieb kann bei Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen praktisch völlig

außer Betracht gelassen werden; der Abrieb ist so minimal, daß aus den Beobachtungen von inzwischen mehr als einem Jahrzehnt mit Sicherheit geschlossen werden kann, daß Prothesen dieser Materialkombination eine praktisch unbegrenzte Standzeit aufweisen. Dabei versteht man unter Standzeit die durchschnittliche Haltbarkeitserwartung des Gleitlagers bei gegebener Belastung. Die Haltbarkeitserwartung der Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen ist praktisch unbegrenzt. (1oo)

Sie sind in dieser Beziehung den Metall-Kunststoff-Prothesen klar überlegen.

Sensibilisierung gegen Metall:

Wie reagiert der menschliche Organismus auf das Metallimplantat als solches und auf den Metallabrieb?

Von sicherlich größerer Bedeutung ist dabei der Abrieb, da bei diesen Partikeln eine im Verhältnis zum Volumen große Kontaktoberfläche vorhanden ist. Zudem besteht für den Abrieb die Möglichkeit, in die Blutbahn und damit in den Gesamtkörper zu gelangen. Dies löst eine Immunreaktion sehr viel schneller und intensiver aus. Als schlimmste Nebenreaktion müssen die Beobachtungen von Freeman, Swanson, Evans und anderen Beachtung finden, die im Tierexperiment durch Kobalt-Injektion Sarkome erzeugen konnten (beim Menschen konnte innerhalb der jetzt ungefähr 2o-jährigen Erfahrungszeit keine einzige derartige Reaktion festgestellt werden!)

Nicht zu unterschätzen sind die Hinweise auf Sensibilisierung und Allergien, die in vielen Fällen zur sterilen Lockerung führten (123). In vielen Fällen von Reoperationen wurden in den Hüftgelenken und deren Umgebung bei vorhandenem Materialabrieb akute Entzündungszeichen, eine exsudativ - chronische Synovitis und Granulationsgewebsbildung gefunden. (8, 18, 128)

Evans, Freeman und Miller sind der Ansicht, daß besonders der Materialabrieb zu Gewebssensibilisierung führen kann. Diese ist klinisch mittels Hauttest nachweisbar. Die Metallabgabe aus der Prothese führt bei sensibilisierten Patienten zu obliterierenden Gefäßveränderungen. Diese bedingen Nekrosen in den Knochen, die das Implantat verankern. Die Auslockerung folgt. Die Autoren fanden bei einer Patientengruppe mit 14 ausgelockerten Totalendoprothesen aus Metall im Hauttest bei neun Patienten eine Metallsensibilität. Die Untersuchung des nekrotischen Gewebes um das Neogelenk herum ergab deutliche Gefäßveränderungen. Sie empfehlen, in jedem Falle einer sterilen Prothesenlockerung den Patienten einem Hauttest zu unterziehen. Bei nachgewiesener Sensibilität sollte das Implantat entfernt werden. (27)

Der Hauttest richtet sich gegen die Legierungskomponente Kobalt, Chrom und Nickel. (4)

Brown beschrieb die durch Sensibilisierungsvorgänge bedingten Gefäßveränderungen (befallen sind besonders die kleineren Gefäße) als Intimaproliferationen und Wandverdickungen: Entlang den befallenen Gefäßen und in den befallenen Gewebsbezirken fand er bei der histologischen Untersuchung Plasmazellen, Lymphozyten und Histiozyten. Dies erhärtet die Annahme eines Sensibilisierungsmechanismus. Das Abriebmaterial von Knochenzement war häufig von einer Riesenzellreaktion umgeben. (8)

Ein schlüssiges Ergebnis kann insofern nicht gegeben werden, da die Teste auf Sensibilisierung nur von wenigen Untersuchern und bei verhältnismäßig wenigen Patienten durchgeführt wurden.

Insgesamt kann man sicher sagen, daß es sich bei dem Material der Metall-Metall-Prothesen um äußerst gewebsfreundliche Legierungen handelt, die ja bereits seit Jahrzehnten mit großem Erfolg auch in der übrigen Chirurgie und Orthopädie angewendet wurden und werden.

Das praktisch völlig inerte Verhalten dieser hochwertigen Legierungen spricht klar für eine Verwendung der Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen. Wichtig dabei ist die Erkenntnis von A. Rütt, der nachgewiesen hat, daß für die Gewebsreaktion weniger die Art als vielmehr die Menge des Abriebes entscheidend sei. Die Abriebmenge ist bei Metall-Metall-Endoprothesen gegenüber Metall-Kunststoff-Endoprothesen deutlich geringer! (1o1)

Stabile Verankerung:

Für die Langzeitergebnisse von großer Bedeutung ist eine stabile und dauerhafte Verankerung der Totalendoprothesen. Bei den Metall-Kunststoff-Hüftgelenk-Totalendoprothesen erfolgt die Implantation meist mittels Knochenzement. Besondere Verankerungsstrukturen für die Kunststoffpfannen wurden hier nicht entwickelt. Verschiedene Metall-Metall-Hüftgelenk-Totalendoprothesen weisen hingegen sehr überzeugende und auch zum Teil bewährte Verankerungswege auf. So ist bei den Modellen nach Ring, Stanmore, Urist und Sivash die zementfreie Implantation möglich und die Hitzedenaturierung durch auspolymerisierenden Zement entfällt.Wichtig für dauerhaften Halt ist die primär stabile Fixation. A.Rütt beschreibt, daß z.B. bei nicht absolut stabil implantiertem Femurschaft zwischen diesem und dem Knochen ein Kippmoment entsteht im Sinne eines Miniaturersatzhüftgelenkes. Diese pathologische Dauerbeanspruchung scheint zur Ermüdungsfraktur des Schaftes führen zu können, auf jeden Fall zur endgültigen Lockerung.

Die vom natürlichen Hüftgelenk elastisch aufgefangenen varisierenden, valgisierenden und torquierenden Kräfte leisten am coxalen Femurende und der Pfannenverankerung Verformungsarbeit. An der Kontaktfläche zwischen Implantat und Knochen bilden sich Resorptionszonen als Folge dieser ungebremst eingeleiteten Kraftspitzen (38, 1o6)

Die entsprechenden röntgenologischen Zeichen sind dann auch nachweisbar. (22)

a) Verankerung mittels Zement

Wie bei den Metall-Kunststoff-Totalendoprothesen wird bei einigen Ganzmetallendoprothesen Knochenzement zur stabilen Fixation der Prothesenkomponenten im Knochen mit verwendet. Nach anfänglicher zementfreier Implantation werden die neuesten Modelle nach Mc Kee-Farrar alle mit Zement eingesetzt. Die auf der Pfannenoberfläche befindlichen Zapfen gewährleisten dabei eine gleichmäßig dünne Zementschicht zwischen Pfanne und Knochen und bewirken eine verbesserte Retention der Pfanne im Acetabulum. (siehe Aufbau dieser Prothese).

Ein großer Vorteil der Fixation mit Zement liegt darin, daß die Endoprothesenteile zum einen leichter in der richtigen Lage eingesetzt werden können, zum anderen aber in der günstigeren Gewichts- und Lastübertragung auf eine möglichst große Fläche lebenden Gewebes. (136)

Durch den Zement wird der Kontakt zwischen Knochen und Implantat wesentlich vergrößert. So sind die Druck- und Scherkräfte, die auf den Knochen einwirken, bis um das 3o-fache vermindert. (139)

Neben dieser Vergrößerung der Druckübertragungszone wird dem Zement auch eine gewisse Pufferwirkung zwischen Metall und Knochen zugeschrieben , die einwirkende Kraftspitzen zu entschärfen vermag. (Linceford, 55)

Bei der Zementverwendung sind einige Besonderheiten zu beachten:

1. Gründliche Pfannenentknorpelung.

Die Zement-Knochenverbindung ist umso stärker, je sorgfältiger der Gelenkknorpel entfernt wurde. Dabei ist besonders bei der Mc Kee-Farrar-Prothese wichtig, den Pfannenrand gründlich zu entknorpeln, da hier die Zement-Knochenverbindung das höchste Drehmoment bei Bewegungen aufzufangen und zu verkraften hat. Dies ist bei den Metall-Metall-Totalendoprothesen mit dem vor allem initial hohen Reibungsmoment besonders wichtig. (1)

2. Bei der Prothesenschaftverankerung ist darauf zu achten, daß das distale Drittel des Schaftes und möglichst auch die Spitze einzementiert werden, da sich hier die höchsten mechanischen Belastungen auswirken. (139)

   Hierzu ist im Vergleich zur zementfreien Fixation noch zu bemerken, daß eine Lockerung eher zu großen Schmerzen führt und progredient ist. Ein zementfrei implantierter Schaft kann trotz Mikrobewegungen oft völlig beschwerdefrei und über Jahre funktionstüchtig sein.! (59)

Nachteilig in der Verwendung von Knochenzement ist die enorme Hitzeentwicklung beim Auspolymerisieren des Polymethylmetacrylates. Dabei kommt es zur Gewebsdenaturierung besonders der die Prothese umgebenden und tragenden Gewebsstrukturen. Es kann zur Bildung einer weichen bindegewebigen Interpositionsschicht kommen, die die sterile Auslockerung der Prothese zur Folge haben kann. Auf die toxische Allgemeinwirkung der teilweise ins Blut übertretenden Monomere mit Atem- und Kreislaufdepression wurde im Kapitel der allgemeinen Komplikationen bereits hingewiesen. Die aseptische Prothesenlockerung durch Abriebmaterial und Zementzerbröckelung ist nach langjähriger Zementanwendung zu einem großen Problem geworden. Insbesondere zeigt sich, daß der Austausch einer zementierten Prothese ein schwieriger und mühsamer Eingriff ist.

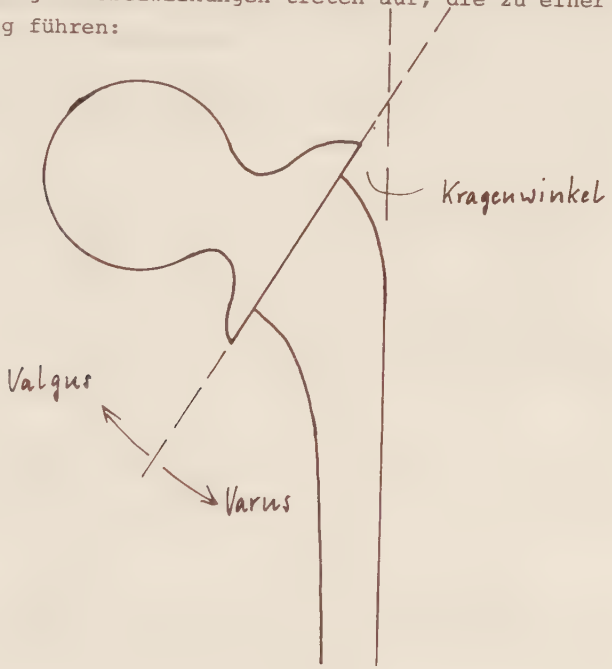
Erhebliche Fremdkörperreaktionen und erhebliche Knochenresorptionen im Bereich des Prothesenlagers können eine Realloplastik in Frage stellen.

Wegen dieser Zementnachteile versuchte man, eine biologische Prothesenverankerung zu erarbeiten. Ziel dabei war, die Prothese durch neugebildeten Knochen zu ummauern und ihr dadurch Halt zu geben. Erster entscheidender Schritt dazu war die Vergrößerung der Prothesenoberfläche, um dadurch vermehrten Kontakt zwischen Prothese und Knochenbett zu erhalten. Mittelmeier entwickelte dazu das sogenannte Tragrippenprinzip der Femurkomponente. Der aus Metall bestehende Pfannenmantel wird mittels Gewinde in die Spongiosa eingeschraubt. Die Neuentwicklung der Judet-Prothese entspricht dem Aufbau und Prinzip der nach Mittelmeier , nur daß die Vergrößerung und Schaffung von Retentionen durch eine porige Oberflächenstruktur des Femurkomponentenstieles erreicht wird. (Porometall) Durch die Belastung der Endoprothese kommt es zur Bildung neuen Knochens, besonders hinein in die Tragrippenaussparungen bzw. in die kleinen Hohlräume des Prothesenstieles. Diesem Verankerungssystem darf wohl große Aufmerksamkeit geschenkt werden.

b) Bedeutung der Valgusposition der Femurkomponente :
Diese ist für eine stabile Fixation im Knochenlager unabdingbar! Nach Ungethüm und Holz sind für eine dauerhafte Verankerung Form und Oberflächenbeschaffenheit des Werkstoffes zusammen mit einer Valgusposition des Implantates von entscheidender Bedeutung. Untersuchungen über Sphärizität, Oberflächen und Querschnittsmorphologie sowie die Kräfteverteilung bei unterschiedlichen Positionen der Prothese in Varus- und Valgusstellung zusammen mit klinischen Erfahrungen an 1400 Hüftgelenk-Totalendoprothesen im Zeitraum von fünf Jahren bestätigen die Wichtigkeit dieser Parameter in der durch eine Alloarthroplastik veränderten Biomechanik. (23, 40, 101)

Hackenbroch und andere geben bei Varusstellung eine zwei- bis dreimal so große Lockerungshäufigkeit der Femurkomponente an wie in Valgusstellung.(31)

Je größer der Kragenwinkel - je valgischer die Prothese - desto weniger Hebelwirkungen treten auf, die zu einer Lockerung führen:



Die Kraftübertragung geschieht in Valgusposition geradliniger . (Thompson-Prothese mit einem Kragenwinkel von 3o Grad hat eine deutlich höhere Lockerungsrate als die Femurkomponente mit einem Winkel von 45 Grad! Letztlich entscheidend ist der nach Einbau verwirklichte Prothesenkragenwinkel. Die dadurch bedingte Lockerungskraft Fs verhält sich folgendermaßen:

Fs (35 Grad) > Fs (45 Grad) > Fs (55 Grad) (26, 1o1)

c) Bedeutung des richtigen Pfannensitzes:
Der Neigungswinkel der Pfanne ist dabei jeweils von Wichtigkeit. Die Metallpfannen müssen jeweils genau im ausgefrästen Acetabulum zentriert werden. Hierin liegt ein großer Vorteil der Ringprothese, bei der die Pfannenimplantation mittels des angegebenen Zielgerätes sehr gut möglich ist! Eine leichte Anteversionsstellung ist wichtig. (9, 31, 139)

Dadurch wird insgesamt ein guter Einschluß im Knochenlager erreicht. Bei nicht zu steilem Pfannensitz ist die Lastübertragung gut gewährleistet. Gerade diese Forderungen ließen sich bei den Pfannen nach Urist, Gaenslen und Mc Bride oft nur schwer verwirklichen, weshalb ihre Anwendung selten blieb.

Abweichungen vom entsprechenden Pfannendachwinkel und der geforderten Anteversion hatten viermal so viele Lockerungen bei Mc Kee-Farrar-Prothesen zur Folge. (31)

d) Bedeutung der Prothesenform:
Die Erfahrungen zeigen, daß auch der Prothesenform, besonders der der Femurkomponente, große Bedeutung zukommt. So sind Prothesenformen günstiger, bei denen die Kraftübertragung an der Einspannstelle großflächig erfolgt. Das primäre Einspannmoment bei Säbelform (Mos) ist dabei größer als bei langem geradem Schaft (Mol).:

Mos > Mol (26)

So konnte nach Mayer durch Verwendung eines längeren und breiteren Schaftes in den neueren Totalprothesen-Modellen die Lockerungsrate stark vermindert werden. (59)

Eine Langschaftprothese hat durch Verteilung der Biegekraft auf eine längere Strecke und die Zwangsführung im Femurschaft (erzwingt die belastungsgünstigere Valgusstellung) eine geringere Lockerungswahrscheinlichkeit. Von Nachteil ist dabei, daß der lange Prothesenschaft die natürliche Elastizität des Knochens in einem großen Bereich herabsetzt. Es resultiert eine erhöhte Bruchgefahr am Übergang des Prothesenschaftes zum Femur. Ein evtl. erforderlicher Prothesenwechsel ist bei Langschaft ebenfalls schon schwieriger. An der Übergangsstelle kommt es zur Ermüdungsfraktur des Knochenschaftes. Das anisoelastische Verhalten der verschiedenen Materialien tut ein Übriges. (26)

Aus dem Gesagten können folgende wesentlichen technologischen Faktoren herausgestellt werden, die einer Prothesenlockerung entgegen wirken.

Valgusposition des operativ verwirklichten Prothesenkragenwinkels.
Breite und nicht zu steile Kragenauflage.
Optimale Querschnittsform des Schaftes.
Niedrige Reibungswiderstände im künstlichen Lager durch möglichst geringe Sphärizitätsabweichungen und minimale Rauhtiefe.
Verwendung einer Langschaftprothese besonders in weitlumigen Femura.

Synthese:

Die Ergebnisse und Komplikationen vieler Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen wurden aufgezeichnet, zum Teil recht klare Ergebnisse, die die Beantwortung der letztlich entscheidenden Fragen zulassen sollten: ist die Anwendung zumindest bestimmter Typen von Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen weiterhin empfehlenswert?

Ist ihre besonders in letzter Zeit gegenüber den Metall-Kunststoff-Totalendoprothesen immer zurückhaltendere Anwendung gerechtfertigt?

Die Femurkomponente betreffend sind kaum Unterschiede zwischen Ganzmetall-Totalendoprothesen und Metall-Kunststoff-Totalendoprothesen festzustellen. Die angeführten Punkte bezüglich der stabilen Verankerung, mit Zement oder zementlos, bezüglich der Form und Valgusposition, gelten für beide Gruppen.

Ein deutlicher Nachteil der Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen ist die größere Reibung und damit die größere Lockerungsgefahr gegenüber der Materialkombination Metall-Kunststoff! Dabei ist bei niedriger Belastung die Reibungskraft der Ganzmetallprothese nahezu gleich derjenigen der Metall-Kunststoff-Prothese; bei hoher Belastung wird sie jedoch wesentlich größer. (125)

Die Lockerungsrate (siehe Ergebnisse und Komplikationen) ist gegenüber Metall-Kunststoff-Totalendoprothesen dadurch größer.

Die Prothese mit Kunststoff-Pfanne ist durch bessere Stoßabsorption dem Ganzmetall überlegen, da Kunststoffpfanne und Zement durch nahezu isoelastisches Verhalten eine gute Funktionseinheit mit dem Beckenknochen bilden. So "arbeiten" Implantat und Knochen besser zusammen. (1o)

Die Stoßabsorption ist hier günstiger als bei der starren Materialkombination Metall-Metall. Besonders die Kraftspitzen werden bei Ganzmetall-Prothesen nahezu ungedämpft auf das Implantatbett übertragen und wirken im Sinne einer strilen Lockerung. (8, 68)

Die tribologischen Untersuchungen und auch die klinische Anwendung über mehr als zwei Jahrzehnte stellen in einigen sehr wesentlichen Punkten die Ganzmetall-Prothese über die Materialkombination Metall-Kunststoff: so haben z.B. Verlaufsbeobachtungen und direkte Vergleiche gezeigt, daß die Tendenz zur periartikulären Ossifikation und Verkalkung mit entsprechend zunehmender Bewegungseinschränkung bei den Ganzmetall-Prothesen deutlich geringer ist. (1o7)

Der wesentlichste Vorteil der Ganzmetall-Endoprothesen liegt zweifellos in ihrem äußerst günstigen Abriebverhalten. Besonders bei den neuesten Modellen mit den sehr verfeinerten Oberflächenvergütungsmethoden ist die Gewebsreizung durch Abriebmaterial sehr gering.

Der Verschleiß einer derartigen Prothese ist so minimal, daß von einer praktisch unbegrenzten Standzeit der Metall-Metall-Totalendoprothesen gesprochen werden kann. (16 , 17, 34, 1oo, 116, 117, 127, 136, 137)

Bei stabiler Fixation und dosierter Belastung (z.B. durch entsprechende Gewichtsreduktion und Meiden ungünstiger Bewegungen) ist diese Materialkombination durch ihre Dauerhaftigkeit beeindruckend.

Die Prothese nach Mc Kee-Farrar vereinigt die angeführten Vorzüge in sich. Das Reibungsverhalten ist bei den neuesten Modellen durch besondere Oberflächenhärtungsverfahren und Poliermethoden deutlich verbessert. Der direkte Vergleich von 1o1 Mc Kee-Farrar-Hüftgelenk-Totalendoprothesen und 128 Charnley-Prothesen ergab prozentual fast gleiche Ergebnisse. Lediglich drei Pfannenlockerungen bei Mc Kee-Farrar-Prothesen gegenüber keiner Lockerung bei den Charnley-Prothesen weisen auf den diesbezüglichen Vorteil mit Materialkombination Metall-Kunststoff bei Hüftgelenk-Totalendoprothesen hin. Im Langzeitvergleich dürfte aufgrund ihres besseren Abriebverhaltens die Ganzmetallprothese über-

legen sein. (5)

Patienten, die auf der einen Seite eine Mc Kee-Farrar-Prothese hatten, auf der anderen dagegen eine Metall-Kunststoff-Totalendoprothese, bevorzugten im allgemeinen keine der beiden und lehnten auch keine der beiden ab. (73)

Bei der Ringprothese ist die Pfannenfixation zementfrei möglich. Durch das Zielgerät läßt sich dabei ein sehr präziser Pfannensitz und dadurch eine sehr günstige Lastübertragungslinie vom Becken auf den Oberschenkelknochen erzielen. Auch bei dieser Ganzmetallprothese wurde durch moderne Oberflächenbehandlungsverfahren das Reibungsverhalten gebessert. Bei primär stabiler Implantation dürfen gute Ergebnisse erwartet werden. Ihre Anwendung ist keineswegs überholt.

Die Ergebnisse mit der Sivash-Prothese konnten aus folgenden Gründen nicht recht überzeugen:

Zunächst stößt ihre Anwendung schon wegen der Implantationsschwierigkeit auf Widerstand. Die Prothese muß, da Pfanne und Femurschaft gelenkig miteinander verbunden sind, als ein Teil implantiert werden. Dazu ist es notwendig, das Implantatbett weiter frei zu legen als bei allen anderen Totalendoprothesenmodellen. Besonders nachteilig ist die notwendige ausgedehnte Muskelablösung. Die nach Implantation folgende Reinsertion des Trochanter major an den Prothesenschaft, vor allem unter der richtigen Vorspannung der angreifenden Muskulatur, erweist sich als sehr schwierig und beeinflußt das postoperative Ergebnis zuweilen nachteilig. Als Ursache für die signifikant höhere Rate tiefer Infektionen dürfte wohl die vergleichsweise tiefe operative Ausdehnung zu sehen sein.

Postoperativ ist das Bewegungsausmaß gegenüber anderen Totalendoprothesenmodellen durch die feste gelenkige Verbindung zwischen Femurkomponentenkopf und Pfanne eingeschränkt. Das Anschlagen bei ausgedehnteren Bewegungen begünstigt auch die Lockerung der Prothese. Im Falle einer notwendigen Prothesenentfernung gestaltet sich die Arthrodesierung schwierig und führt zu starker Beinverkürzung. Dies ist Folge der primär ausgedehnten Femurschaftresektion.

Die Anwendung zweier verschiedener Metalle bei der Sivash-Prothese ist wegen der Möglichkeit elektrolytischer Reaktionen abzulehnen, da hieraus zu Lockerung und Abstoßung führende Gewebsreaktionen resultieren können. (112)

Die Sivash-Prothese ist den anderen Metall-Metall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen und auch den Metall-Kunststoff-Totalendoprothesen durch gravierende Nachteile deutlich unterlegen. Ihre Anwendung wird bei uns kaum weitere Verbreitung finden. Bei ausgedehnten Tumoren im Bereich des proximalen Femurendes, die einer Indikation für die Sivash-Prothese entgegen kommen, wird man wegen oben genannter Nachteile besser auf Spezialprothesen zurückgreifen.

Die Modelle nach Stanmore, Urist, Gaenslen und Mc Bride haben den Vorteil der zementlosen Fixation. Dabei ist es bei diesen Modellen außerordentlich wichtig, das Acetabulum gründlich zu präparieren, da davon wesentlich der Pfannensitz abhängt. Die mit Schrauben fixierte Gaenslen-Pfanne hat einen Idealeinbauwinkel zur Horizontalen von 65 - 75 Grad. Bei diesem Winkel ist die Lastübertragung am günstigsten und die Beanspruchung der Prothesen- Knochenverbindung am geringsten.

Besonders die Rate der Schraubenbrüche läßt sich dadurch gering halten.Die Ergebnisse dieses Prothesentyps können dann durchaus überzeugen, Die geflanschte Pfanne nach Mc Bride kann bei primär nicht völlig festem Sitz bei der Implantation auch einzementiert werden. Die Belastung überträgt sich bekannter Weise auf eine größere Fläche. Vor- und Nachteile der Zementfixation wirken dann mit.

Bei Anwendung der speziell für die Urist-Pfanne entwickelten Instrumente zur Implantation der Pfanne und Beachtung des sehr wichtigen Einbauwinkels von 3o - 45 Grad (Durchschnitt 37,5 Grad), sind auch hier günstige Ergebnisse und Dauererfolge zu erzielen. Da mit diesen letztgenannten Ganzmetall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen bei weitem keine so großen Erfahrungswerte vorliegen wie bei den Modellen Ring und besonders Mc Kee-Farrar, wird ihre Anwendung seltener bleiben.

Die den Metall-Kunststoff-Totalendoprothesen zunächst entgegengebrachte Euphorie wird jetzt etwas gedämpft durch den doch relativ schnellen Verschleiß des Kunststoffes. So wird man, besonders bei jüngeren Patienten, die zur Implantation einer Hüftgelenks-Totalendoprothese anstehen, besser eine Ganzmetall-Prothese einbauen, um eine der Lebenserwartung eher entsprechende Standzeit zu haben.

Insgesamt darf abschließend wohl gesagt werden, daß die Verwendung von Ganzmetall-Prothesen, besonders des bewährten Modells nach Mc Kee-Farrar, unbedingt auch weiterhin als Standardtyp gerechtfertigt ist.

G: Schluß:

Wie oft wurden bewährte Methoden durch Neuentwicklungen mit kurzfristig deutlichen Vorzügen verdrängt.

Die Polyesterhüftpfanne mit der Bildung sehr aggressiven Abriebmaterials und der darauffolgenden "Polyesterkatastrophe" gaben eine nachhaltige Lehre.

Wie weit die neuerdings entwickelten Hüftgelenks-Totalendoprothesen aus Aluminiumoxidkeramik die in sie gesetzten Erwartungen bezüglich Gewebsverträglichkeit, Abriebverhalten und Standzeit erfüllen können, müssen erst die Erfahrungen der nächsten Jahre zeigen.

Den Ganzmetall-Hüftgelenks-Totalendoprothesen sollte man den ihnen gebührenden Platz einräumen.

Z u s a m m e n f a s s u n g

Nach einem kurzen historischen Abriß, der die Entwicklung bis zu den heutigen Hüftgelenkstotalendoprothesen aufzeigt, wird auf die Indikationen zur Implantation einer derartigen Prothese eingegangen. Diese sind gegeben bei einer Reihe traumatischer Affektionen, aber auch bei rheumatischen Erkrankungen und bei der idiopathischen Hüftkopfnekrose. Nach Resektion ausgedehnter Tumoren im Bereich des Hüftgelenkes steht eine Reihe von Spezialendoprothesen zur Verfügung.

Vor Beschreibung der einzelnen Ganzmetallhüftgelenksendoprothesen wird ein Überblick über die wichtigsten Operationsmethoden und Zugangsmöglichkeiten zum Hüftgelenk gegeben.

Beschrieben werden dann die Prothesen nach Mc Kee-Farrar, Ring, Sivash, Urist, Mc. Bride und Gaenslen.

Die Komplikationsmöglichkeiten wurden eingeteilt in intraoperative, postoperative und Spätkomplikationen.

Kern der Arbeit ist die Auswertung der Ergebnisse in der deutschen, französischen, englischen, amkerikanischen, dänischen, rumänischen, russischen und tschechischen Literatur. Als übergeordnetes Bewertungsschema wurde eingeteilt in sehr gute, gute, befriedigende und schlechte Ergebnisse. Die Literaturangaben wurden entsprechend in dieses Schema eingeordnet.

An Komplikationen wurden bei der Auswertung berücksichtigt:

Dislokation, aseptische Lockerung, tiefe Infektion, Luxation, Prothesenbruch und notwendige Revisionen.

Die Diskussion weist auf die materialtechnischen Vorzüge der Ganzmetallprothesen bezüglich des Abriebes und der Standzeit hin, läßt aber auch den Nachteil infolge der höheren Reibung erkennen. Auf technische Einzelheiten wird auch eingegangen.

1. A n d e r s o , F r e e m a n , S w a n s o n
T. Lockerung der einzementierten Pfanne bei TEP
B. J.Bone Jt Surg Vol 54 B Nr. 4 (1972)

2. A n s t u t z , H.C.
T. Complikations of total Hip Replacement
B. Clin. Orthop. rel research 72 S.123 (197o)

3. A r d e n , A n s e l l , H u n t e r
T.Total hip Replacement in Juvenile Cronic Polyarthritis and Ankylosing Spondylitis
B. Clin. Orthop. and rel. Research 84 S. 13o (1972)

4. A p e l , J., K n ö f l e r , E.W.
T. Erfahrungen mit der Metallendoprothese des Hüftgelenkes
B. Beitr. Orthop. 18 H 1 S 35, (1971

5. B e n t l e y, G., D u t h i e, R.B.
T. A Comparative review of the Mc Kee-Farrar and Charnley Total Hip Protheses
B. Clin. Orthop. and rel. Research 95 S. 127-142 (1973)

6. B i e r , B r a u n , K ü m m e l
B. Chir. Operationslehre Bd. 6 S. 487 - 5o5 (1975)

7. B r e c k , W.W.
T. Preliminary Report on total hip joint Replacement with Urist-Thompson Unit without Cement.
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S 174 (197o)

8. B r o w n u.a.
T. Sensibil. gegenüber Metall als mögliche Ursache einer sterilen Lockerung nach TEP der Hüfte aus Cobalt-Chrom.
B. J.Bone Jt. Surg. 59 A S. 164 - 168 (1977)

9. B r e c k , W. L o u i s
T. Metal to Metal Total Hip Replacement Using the Urist socket
B. Clin.and Related Research 95 (1973)

1o. B u c h h o l z , H.W.
T. Das künstliche Hüftgelenk
B. Materia Medica Nordmark 21 S. 613 ff (1969)

11. B u c h h o l z , H.W.
T. Die Remobilisatierung der ankylosierten Hüftgelenke bei Spondylitis ankylopoetika mit der TEP
B. Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Rheumatologie Bd. 1

12. B u c h h o l z, H.W.
T. Das künstliche Hüftgelenk
B. Materia med. Nordmark 21 S. 3 - 12

13. C h a n, B a r t h, H o s k i n s o n
T. Ein Vergleich der operativen Zugänge zum Hüftgelenk
B.J. Bone Jt. Surg. B-57 (4) S. 437 - 443

14. C h a r n l e y , J.
T. Arthroplasty of the hip Anew Operation
B. Lancet S. 1129 - 1132 (1961

15. C h a r n l e y , J.
T. Acrylic cement in orthopaedie surgery
B. Edingburth: Livingston 197o

16. C h a r n l e y, J.
B. Low friction Arthroplasty of the hip

17. C h a r n l e y , J.
T. Ersatz des Hüftgelenkes durch Totalprothese
B. Triangel 8 S. 211 - 216 (1967 - 69)

18. C h a r o s k y , B u l l o u g h , W i l s o n
T. Fehlschläge bei prothet. Hüftgelenksersatz
B. J. Bone Jt. Surg. 55 A S. 49

19. C h a p c h a l , G. M ü l l e r , W.
T.Total hip replacement with the Mc Kee-Farrar-Prothesis
(Study of 121 follow up cases)
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S. 115 ff (197o)

2o. C o u t t s , R.D., S c h i l l e r, A.L., H a r r i s, W.H.
T. Subclinical Osteomyelitis of the femoral head.
B. Clin Orthop. and rel. Research 86 S. 68 - 72, (1972)

21. D a n d y , D.J., Th e o d o r o u , B.C.
T. Die Behandlung lokaler Komplikationen des Hüftgelenkersatzes
mit der Technik nach Mc Kee-Farrar.
B.J. Bone Jt. Surg. 57 B S 3o (1975)

22. D a v i d , G., M e n d e s ., M.D.
T. Röntgenol. Erhebung bei Mc Kee-Farrar TEP
B. Clin. Orthop. and rel. Research 95 (sept. 1973)

23. D e b e y r e , J. G o u t a l l i e r , D.
T. Urist Hip Socket and Moore-Prothesis without Cement for Hip
Replacement.
B. Clin. Orthop.rel. Research 72 S. 169 ff (197o)

24. D i P i s a , J-A. Sih, G.S. B e r m a n , A.T.
T. The temperature Problem at the Boneacrylic-Cement
Interface of the total hip Replacement.
B. Clin. Orthop. rel. Research 121 S. 95 (1976)

25. Duff-Barclay, Scales, J.T. Wilson, J.N.
T. The development of the Stanmore Total hip Replacement
B. Proc. R.Soc. Med. 59 S 948 - 51 (1966)

26. Eder, H.
T. Vergleichende Analyse der Schaftgeometrie häufig verwendeter Endoprothesen des Hüftgelenkes
B.Chirurgie 48 S 474 - 76 (1977)

27. Evans, Freeman, Miller
T. Metallsensibilität als Grund von Knochennekrosen u. Prothesenlockerung
B.J. Bone Jt Surg. 56 B S 626 ff

28. Freeman, P.A.
T. Mc Kee-Farrar total Replacement of the hip joint in Rheumatoid arthritis and allied conditions.
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S 1o6 ff (197o)

29. Friedebold, G. Hanslik, L. Radloff, H. Weigert, M. Gerbig.
T. Ergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte
B. Der totale Hüftgelenkersatz von Cotta, H. u. Schulitz
K.P.Thieme, Stuttgart 1973

3o. Gächter, Al.
T. Der künstliche Hüftgelenkersatz
B. Therapie der Gegenwart 117 (7-12) S. 1o51 ff (1978)

31. Hackenbroch, Bruns, Holbe, Lechleutner.
T. Weitere Erfahrungen mit der TEP des Hüftgelenkes (klink. u. radiol. Nachuntersuchungsergebnisse nach 3 - 6-jähriger Implantationszeit).
B. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 84 S 149 - 168 (1976)

32. Haraldsson, S.
T. TEP mit der Methode nach Mc Kee-Farrar
B. Acta orthop. Scand. 42 S 448 (1971)

33. H e s s e r t , G.R. J ä g e r , M., K r i p p e n d o r f, B.
T.Ergebnisse der totalen Hüftendoprothese
B.Arch.Orthop. u. Unfallchirurgie 72 S 3o5 ff (1972)

34. H e s s e r t , G.R.
T. Oberflächenuntersuchungen an der Mc Kee-Farrar Hüftendoprothese
B.Arch. Orthop. Unfall-Chir. 7o S 1-13 (1971)

35. H u g g l e r , H.,
B. Die Alloarthroplastik des Hüftgelenkes mit Femurschaft und Totalendoprothesen
Thieme Stuttgart 1968

36. H u g g l e r , A.,
T. Modifikation of Total Prothesis
B. Reconstruction Surgery and Traumatology 11 (1969)

37. H u n t e r , G., D a n d y , D.,
T. Zeitl. Abriß eines Patienten mit einem infizierten Hüftgelenk
B.J. Bone Jt. Surg. 59 B - Nr. 3 S. 293 (1977)

38. H o f f m a n n - D a i m l e r , S.,
T. Mechanische Faktoren der Lockerung von Hüftgelenksprothesen u. Möglichkeiten ihrer Beseitigung.
B . Zeitschr. f. Orthop. 112 S 498 ff (1974)

39. H o h m a n n, D.,
T. Allgemeine u. bes. Indikation der Totalalloplastik des Hüftgelenkes.
B. Der totale Hüftgelenksersatz von Cotta - Schulitz.
Thieme 1968

4o. H o l z . H., Ungethüm, M.,
T. klin. u. experimentelle Untersuchungen wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Verankerung von Totalendoprothesen.
B. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 82 S. 195 - 2o4 (1975)

41. I r w i n , S. L i m b a c h , M.B., B a r l o w , M.D.
T. 7oo Total Hip Replacements
B.Clin. Orthop. and Related Research 95 S. 174 - 192 (1973)

42. J o n e s , A.D., L u c a s , H.K., W i b b e r l e y
T. Cobalt-Toxicität nach Mc Kee-Farrar-TEP
B.-J. Bone Jt. Surg. 57 B S. 289 (1975)

43. J u d e t , R.
T. Experiences of hip arthroplasties by acrylic prosthesis since 1946
B.J. Bone Jt. Surg. B 36 S. 691 - 695 (1954)

44. J u d e t , R. J u d e t, J.
T. The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint-
B.J. Bone Jt. Surg. B 32 S. 166 - 173 - 18o (195o)

45. K a y , N.R.M.
T. Some Complications of hip Replacement
B. Clin. Orthop. rel. Research 95 S. 73 ff (1973)

46. K h a n , A.M. O'D r i s c o l , B r i s t o l (England)
T. Frakturen des Femur während TEP-Operationen u. ihrer Behandlung
B.J. Bone Jt. Surg. 59 B (1) S. 36 - 41

47. K o r c h , A.A. K u l i s h , N.J.
T. certain supplements to the K.M. Siwash method of hip joint Endoprosthesis
B. Ortop. Travmatol. Protez (3) S. 38 - 41 (1976)

48. L a n g e n s k i ö l d , A. P a v i l a i n e n , T.
T. Total Replacement of 116 Hips by the Mc Kee-Farrar Prosthesis
B. Clin. Orthop. and rel. Research 95 S. 143 - 15o (1973)

49. L a n g e n s k i ö l d, A. S a l e n i u s , P.
T. TEP der Hüfte mit der Mc Kee-Farrar-Prothese (vorläufiger Bericht über 81 Fälle)
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S. 1o4 - 1o5 (197o)

5o. L a z a n s k y, M.G.
T. Amethod for grading hips
B.J. Bone Jt. Surg. 49 B S. 644 (1967)

51. L e w i n n e k , G.E., L e w i s , Tarr et al
T. Dislocation after total hip Replacement arthroplasties
B.J. Bone Jt. Surg., 6o - A (2) S. 217 - 22o (1978)

52. L e i n b a c h , J.S. B a r l o w , M.D.
T. 7oo Total hip Replacements
B.Clin. Orthop. and rel. Research 95 (1973)

53. L o o m i s , L y o n K.
T. Internal prosthesis for upper portion of femur
(a cox report)
B. Jonr. B. and joint Surg. Vol 32 - A (195o)

54. L o u i s , W. B r e c k
T. Metal to Metal Total Hip Joint Replacement Using
the Urist socket
B. Clin. and Related Research 95 (1973)

55. L u n n c e f o r d , E.M.
T. Total hip Replacement Using Mc Bride Cup and the Moore
Prosthesis
B. Clin. Orthop. u. rel. Research 72 S. 2o1 - 2o4 (197o)

56. M a l c o h n D o w n e s , S w a n s e a , W a l e s
T. Spätinfektion bei TEP nach Mc Kee-Farrar Prothesen
B. J. Bone Jt. Surg. 59 B 1 S. 42 - 44 (Febr. 1977)

57. M a r m o r , L.
T. Femoral Loosening in total hip Replacement
B. Clin. Orthop. rel. Research 121 S. 116 ff (1976)

58. M a r m o r , L.
B. Arthritis Surgery S. 261 ff

59. M a y e r , G.
T. Erfahrungen u. Ergebnisse mit den Hüftgelenk-Totalendoprothesen
B. Beitr. Orthop. u. Traumatol. 22 Heft 4 (1975)

6o. M a l c o h n , D o w n e s , S w a n s e a , W a l e s
T. Spätinfektion bei TEP nach Mc Kee-Farrar-Prothesen
B. J. Bone Jt. Surg. 59 B 1 S. 42 - 44 (1977)

61. Mc B r i d e , E.D., Oklahoma City
T. The flanged Acetabular Replacement Prosthesis
B.Arch. Surg. 83 S. 721 - 28 (1961)

62. Mc K e e , G.K.
T. Cases Presentations and Results of Total Replacement
B. Die Therapie der Koxarthrose von A. Rütt, Thieme Stuttgart 1969 S. 252 ff

63. Mc K e e , G.K.
T. Prinzipien bei der TEP-Operation mit besonderem Bezug auf die Zementfixatierung u. die Ausbildung der Prothese
B. J. Bone Jt. Surg. 54 B S. 747 (1972)

64. Mc K e e , G.K.
T. Entwicklung der totalen Hüftgelenksprothesen (Entwicklungsabriß)
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S. 85 (197o)

65. Mc K e e , G.K. C h e n , S.C.
T. The Statistics of the Mc Kee-Farrar-Method of Hip Replacement
B. Clin. Orthop. and rel. Research 95 S. 26 - 33 (1973)

66. Mc K e e , G.K. W a t s o n - F a r r a r , J.,
T. Replacement of arthritic hips by the Mc Kee-Farrar-prosthesis
B. J. Bone Jt. Surg. B 48 S. 245 - 5 (1966)

67. M e r l e D' A u b i g n e R.
T. Reposition with arthroplasty for congenital dislocation of the hip in adults.
B.J. Bone Jt.Surg. 34 B S. 22 (1952)

68. M i l l e r , A.J.
T. Später Pfannenbruch nach TEP
B. J. Bone Jt.Surg. 54 B S. 6oo (1972

69. M o o r e , A.
B.J. Bone Jt. Surg. 39 A S. 811 (1957)

7o. M o o r e , A.
T. Metal hip joint. Anew selflocking Vitallium Prosthesis.
B. Sth. med. J. 45 S. 1o15 ff (1952)

71. M o o r e , A.T., B o h l m a n n , H.R.
T. Das klassische metallene Hüftgelenk
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S. 3 (197o)

72. M o r r i s , J. N i c h o l s o n , O.R.
T. Mc Kee-Farrar-TEP
B. J. Bone St. Surg. 52 B Nr. 4 S 78o - 81 (197o)

73. M o r r i s , J.B. N i c h o l s o n , O.R.
T. Total Prosthetic replacement of the hip Joint in Auckland
B. Clin. Orthop. and Related Research 72 S. 33 ff (197o)

74. M o t t a ., A. C a l l e a , C. (Udine)
T. Removal of Total Prosthesis of the Hip
B. Italian Journal of Orthopedies and Traumatology 2 (1)
April 1976
S. 57 - 67

75. M o u r i t z e n , R e c h n a g e l , K.
T. Ring TEP
B. Acta orthop. Scand 42 S. 452 (1971)

76. M u r r a y , M.P., B r e w e r , B.J. G o r e , D.R. Z u e g e, R.C.
T. Kinesiology after Mc Kee-Farrar total hip Replacement
B. J. Bone Jt.Surg. 57 A S. 337 ff (1975)

77. M u r r a y , W o o d , W i s c o n s i n u.a.
T. Kinesiologie measurements der funktionellen Ausführung vor und nach Mc Kee-Farrar-TEP (Studie über 3o Pat. mit rheum. Arthritis, Osteoarthritis oder idiop. Femurkopfnekrose
B.J. Bone Jt.Surg. Vol 54 A S. 237 (1972)

78. M u r r a y , M.P. , B r e w e r , B.J. G o r e , D.R. Z u e g e, R.C. (siehe auch Nr. 7o)
T. Kinesiology after Mc Kee-Farrar Total hip Replacement
B.J.Bone Jt. Surg. 57 A S. 337 ff (1973)

79. M ü n z e n b e r g , K.J. D e n n e r t, R.
T. Pfannenlockerung bei Hüfttotalendoprothesen infolge altersabhängigen Knochensubstanzverlustes
B. Z. Orthop. 113 S. 947 - 951 (1975)

8o. N i c h o l s o n , C.R.
T. Total Hip Replacement
B. Clin. Orthop. a. rel.Research 95 S. 217 - 223 (1973)

81. P a n o v a , M.I.
T. Endoprosthesis of the Coxofemoral Joint in Treating Rheumatoid Arthritis and Bechterow Disease.
B. Orthop. Travmatol. Protez. Moskau (7) S. 1-4 Jul 75

82. P a n o v a , M.J. et al
T. bilateral Endoprosthetis in severz Pathology of the hip Joint
B. Ortop. Travmatol. Protez. 12 S. 53 - 56 (Dez. 77)

83. P a r s o n , D.W.
T. Frühe Ergebnisse u. Komplikationen bei 2oo Mc Kee-Farrar-TEP
B. J. Bone Jt. Surg. 51 B S. 564 (1969)

84. P a t t e r s o n , E.P.
T. Mc Kee-Farrar total hip Replacement (Preliminary result u. Komplikationen von 368 Operationen an fünf großen Krankenhäusern)
B.J. Bone Jt.Surg. 54 A S. 257 ff (1972)

85. P a t t e r s o n , F.P. B r o w n , D.C.S.
T. Auswertung der Mc Kee-Farrar TEP in Vancouver zwischen 66 und 7o
B.J.Bone Jt.Surg. 54 B S. 767 (1972)

86. P e t e r s o n , L e o n h a r d , T. (Washington, D.C.)
T. The use of a metallic femoral head (Jaenichen-Collison-Prosthesis
B.J. Bone a. Joint Surg. Vol 33-A (1951)

87. P i t z e n , P., R ö s s l e r , H.
B. Kurzgefaßtes Lehrbuch der Orthopädie
Urban u. Schwarzenberg (1973)

88. P o s s , R.
T. Total hip Replacement
B. Orthopedie Clinics of North America 6 (3)
S. 8o1 - 81o (Juli 75)

89. P o s t e l , M. K e r b o u l l , M.
T. Total Prosthetic Replacement in rapidly destructive Arthrosis of the Hip Joint
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S. 138 ff (197o)

9o. O l s s o n , K.E., W e t z e n s t e i n , H.
T. TEP nach der Ring-Methode
B. Acta Orthop. Scand, 42 S. 452 (1971)

91. R a d u l v i c , B. u.a.
T. Total Prosthesis of the Coxofemoral Joint, the Problems of Indications for it and the Operative Difficulties.
B. Ortop. Travmatol. Protez. Moskau (7) S 4-1o (Jul. 1975)

92. R e a d , J.L.
T. Symposium on Total Hip Replacement
Br. Med. J.4 : 236 (197o)

93. R e i m e r , Th.C.
T. Zur geschichtlichen Entwicklung gelenkplast. Eingriffe
B. Chirurgie plastica Reconstructiva Bd. 7 (197o)

94. R i n g , P.A.
T. Total Replacement of the Hip
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S. 161 ff (197o)

95. R i n g , P.A.
T. Total Replacement of the Hip Joint
B. Clin. Orthop. and rel.Research 95 S. 34 ff (1973)

96. R i n g , P.A., R e d i l l , S u r r e y
T. Total Replacement of the hip Joint. A Review of thousand Operations, Ring-Prothese
B.J. Bone Jt.Surg. 56 B S. 44-58

97. R i n g , P.A.
T. TEP der Hüfte mit der Ring-Prothese
B.J. Bone Jt.Surg. 5o B S. 72o ff (1968)

98. R i s k a , E.B.
T. Ergebnisse und Behandlung der Komplikationen bei Mc Kee-Farrar TEP
B. Acta orthop. Scand. 42 S. 45o (1971)

99. R i t t e r ,G. G r ü n e r t , A. S c h w e i k e r t , C.H.
T. Biomechanische Ursachen von Lockerungen u. Bruch der Hüftendoprothese
B. Arch. Orthop. Unfall-Chir. S. 77 154 (1973)

1oo. R u c k e l s h a u s e n , M.C.
T. Haltbarkeitserwartungen von Hüfttotalendoprothesen in Abhängigkeit von Verschleiß, Reibungskoeffizient und Kopfdurchmesser
B. Cotta-Schulitz: Der totale Hüftgelenksersatz Thieme 1973 S. 28 ff

1o1. R ü t t , A.
T. Äthiopathogenese der aseptischen Auslockerung von Hüftgelenktotalendoprothesen
B. Arch. Orthop. Unfallchir. 88 (2) S. 139 - 152 (1977)

1o2. S a l a m a , R. S t a v o r o v s k y , M.M. et al
T. Femoral Artery Injury Complicating Total hip Replacement
B. Clin. Orthop. and rel. Research 89 S. 143 ff (1972)

1o3. S a l e n i u s , L a u r e n t
T. Erfahrungen mit der Mc Kee-Farrar-TEP
B. Acta Orthop. scand 44 S. 451 - 59 (1973)

1o4. S a l v a t i , B u l l o u g h , W i l s o n
T. Pfanneneinbruch ins kleine Becken nach TEP
B. Clin. Orthop. 111 Sept. S. 212 (1975)

1o5. S c a l e s , J.T. W i l s o n , J.N.
T. Some aspects of development of the Stanmore total hip joint prosthesis
B. Roconstr. Surg. Traumatologie 11 S. 2o - 39

1o6. S c h n e i d e r , R. Regionalhospital Biel/Schweiz
T. Verkeilung der Schaftprothese als Prinzip
B. Unfallheilkunde 81 S. 255 - 26o (1978)

1o7. S c h r e i b e r , A. J a n s s e n , G.
T. Züricher Erfahrungen mit der Hüfttotalendoprothese
B. Der totale Hüftgelenkersatz von Cotta H. u. Schulitz K.P. Thieme Stuttgart 1973

1o8. S c h u l i t z , K.P. D u s t m a n n , H.O.
T. Komplikationen der Totalprothesen
B. Arch. Orthop. Unfall-Chir. 85 (1) S. 33-5o (1976)

1o9. S c h u m a n , F. S t ö h r , M. B a u e r, H.L. E c k , Th.
T. Läsionen peripherer Nerven bei totalen Hüftgelenkersatz
B. Z. Orthop. 113 S. 1o65 - 1o69

11o. S e e w a l d , K.
T. Lokale und allgemeine Komplikationen bei Hüftgelenk-endoprothesen
B. Zeitschr. Orthop. 112 S. 991 ff (1974)

111. S h e p h e r d . M.M.
T. Assesment of function after arthroplasty of the hip
B. J. Bone Jt. Surg. 36 B S. 354 (1954)

112. S h e r s h e r , J.A.J.
T. New total Endoprosthesis of the hip joint
B. Ortop. Travmatol. Protez. (12) S. 68 - 72 Dez. 1977

113. S h o r b e , H.B.
T. Total hip Replacement without Cement (Mc Bride Acetabular Cup and Moore Femoral Prosthesis
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S. 186 (197o)

114. S i v a s h , K.M.
T. The Development of a total Metal Prosthesis for the hip joint from a partial Joint Replacement
B. Reconstr. Surg. Traumatol. Vol 11 S. 53 - 62 (1969)

115. S i w a s h , K.M. S h a p i r o , J.U.L.
T.Charakteristics of Endoprosthesis of the hip Joint in ankylosing spondylarthritis
B. Orthop. Travmatol. Protez. (12) S. 48 - 53 (Dez. 77)

116. S m i t h , R.S.
T.Total hip Replacement
B. Clin. Orthop. and rel. Research 72 S. 177 ff (197o)

116a.S m i t h , R.D.
T. Total hip Replacement: Metal against Metal
B. Clin. Orthop. and rel. Research , 95, S. 43 ff (1973)

117. T h o m a s , G. u h r , H.E.
T. Experimentelle Untersuchungen zur Leistungsfähigkeit der totalen Hüftgelenksprothese
B. Zeitschr. Orthop. 1o6 S. 694 (1969)

118. T h o m s o n , J.E.M. (Lincoln M.D. Nebraska)
T. A Prosthesis for the femoral head (from the Lincoln Orthop. Clin,)
B. J. Bone a Joint Surg. Vol 34-A (1952)

119. T h o m s o n , F.R.
T. 2 1/2 years experience with a vitallium intramedullary hip prosthesis
B. J. Bone Jt.Surg. A 35 S. 1o32 - 38 (1953)

12o. T i l e , M. B a r i n g t o n ,Th.
T. Erfahrungen mit der Mc Kee-Farrar-Prothese
B. J. Bone Jt. Surg. 51 B S.193

121. T o r g e r s o n
T. 3-Jahreserfahrung mit totaler Hüftgelenksprothese
B.Clin. Orthop. and rel. Research 95 S. 155

122. T ö n n i s , D., A s a i , H.
T. Lockerungsrate verschiedener Hüftgelenksprothesen u. unterschiedl. Halslängen.
B. Arch. für Orthop. u. Unfallchir. 86 (Tab. S 329) (1976)

123. T r ä g e r , K.H.
T. Untersuchungen an Oberflächen und Neogelenkkapseln getragener Mc Kee-Farrar Endoprothesen
B. Arch. Orthop. Unfallchir. 86 S 1o1 - 113 (1976)

124. U n g e t h ü m , M.,Z e n k e r , H.
T. Abrieb- und Oberflächenuntersuchungen bei einer TEP nach Mc Kee-Farrar
B. Arch. Orthop. Unfallchir. 76 S. 212 - 219 (1973)

125. U n g e t h ü m , M.
T. Tribologische Aspekte beim totalen Gelenkersatz der Hüfte
B. Zeitschr. f. Orthop. 112 S. 168 ff (1974)

125a. U n g e t h ü m , M., J ä g e r , W i t t
Sphärizitätsmessungen an TEP's n. Mc Kee-Farrar u. Weber-Huggler
Arch. Orthop. Unfallchir. 73 S. 1-6

126. U r i s t , R.M.
T. The Priciples of Hip-Socket Arthroplasty
B. J. Bone Jt. Surg. Vol. 39-A (1957)

127. W a l k e r , P.S., G o l d , B.L.
T.The Tribology (Friction, Lubrication and Wear) of Allmetal artificial hip Joints.
B. Wear 17 S. 285 - 99 (1971)

128. W a l k e r , P.S. S a l v a t i , M.D.
T. Der Abrieb an entfernten Mc Kee-Farrar TEP's
B. L. Bone Jt. Surg. 56 A ". 92 (1974)

129. W a l k e r , P.S., E r k m a n , M.J.
T. Metal-on-Metal Lubrication in artificial human Joints
B. Wear 21 S. 377 - 392 (1972)

13o. W a t s o n - F a r r a r , J.
T. The Mc Kee-Farrar artificial Hip Joint
B. Reconstr. Surg. Traumat. Vol 11, pp (1969)

131. W e b e r , G.T.
Die Rotations-Totalprothese des Hüftgelenkes
B.Z. Orthop. 1o7 S. 3o4 - 315 (197o)

132. W e i g e r t , M., F r i e d e b o l d, G., K l a u s , M.
T. Fehler und Gefahren beim totalen Hüftgelenksersatz
B. Zeitschr. Orthop. 1o9 S. 659 (1971)

133. W i l l e r t , H.G., E n d e r l e , A.,
B. Umschau 74 Heft 4 S. 1o5 ff (1974)

134. W i l l i a m , R., M u r r a y , M.D.
T. Results in Patiets with Total Hip Replacement
Arthroplasty
B. Clin. Orthop. and Related Research 95 S. 8o-9o (1973)

135. W i l s o n , A m stu t z , u.a.
T.Total-Hüftendoprothesen mit Zementeinbettung (eine vorläufige Studie von 1oo aufeinanderfolgenden Fällen von Gelenkersatz mit Mc Kee-Farrar-Prothesen.
B. J. Bone Jt. Surg. Vol. 54 A S. 2o7 (1972)

136. W i l s o n , J.N. ,S c a l e s , J.T.
T. Loosening of total hip Replacements with Cement Fixation
B. Clin. Orthop. and rel. Research

137. W i l s o n , J.N. , S c a l e s , J.T.
T. The Stanmore Metal on Metal Total Hip Prosthesis Using a.Three Pin Type Cup
B. Clin. Orthop. and Related Research 95 (1973)

138. W i t t , A.N., H a c k e n b r o c h jun.
T. Die Therapie der Hüftgelenksarthrosen mit Endoprothesen
B.Die Therapie der Koxarthrose von A. Rütt, Thieme 1969

139. W i t t , A.N.
T. Probleme des Gelenkersatzes
B. Münchner Medizinische Wochenschrift Heft 36,
Sept. 69, 2 S. 1781 ff

14o. W o l f , L.,
Orthop. u. Unfallchir.Abt. / St. Petrus Krankenhaus Bonn
T.Erfahrungen bei 77 Hüftgelenksprothesenwechsel
B. Zeitschr. Orthop. 116 S. 248 - 54 (1978)

141. Zentralblatt f.Chir. Bd. 1o2 Heft 7 S. 385 - 393
Geschichte und techn. Entwicklung der Hüftgelenkoperationen

L e b e n s l a u f

Am 1o.5.1952 wurde ich als zweites Kind meiner Eltern Franz und Magda Fritzmeier in Gunzenhausen geboren. 1958 trat ich als Sechsjähriger in die Volksschule Gunzenhausen ein. Ab dem vierten Schuljahr besuchte ich dann von 1962 an das Simon-Marius-Gymnasium in Gunzenhausen. Nach neun Jahren legte ich 1971 dort das Abitur ab. Kurz nach Beendigung der Schulzeit wurde ich am 1. Juli 1971 zum Grundwehrdienst eingezogen. Als Soldat war ich in Landsberg, Füssen und zuletzt in Starnberg stationiert. Nach Erhalt eines Studienplatzes für das Fach Medizin wurde ich am 31. März 1972 vorzeitig aus dem Wehrdienst entlassen. Am 1. April 1972 konnte ich an der Julius-Maximilian-Universität Würzburg das Medizinstudium aufnehmen. Dieses konnte ich im Oktober 1978 mit dem Staatsexamen erfolgreich beenden. Seit dem 1. April 1979 bin ich als Assistent in der Klinik für Hals-Nasen-Ohren-Krankheiten und plastische Gesichtschirurgie bei Herrn Prof. Dr. Draf, Fulda, tätig. Hier möchte ich gerne die Facharztausbildung für Hals-Nasen-Ohren-Krankheiten durchführen.

Franz Fritzmeier

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80

Dissertationsdruck
Schmitt & Meyer

Würzburg Ludwigkai 28a Tel. 7 23 80